



***ANALISIS TIME-FREQUENCY PADA SINYAL ECG
(ELEKTROCARDIOGRAM) DENGAN MENGGUNAKAN
CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM***



UNIVERSITAS
Dinamika

**Oleh:
PANGKY ARI WIBOWO PRASTYO
12410200062**

**FAKULTAS TEKNOLOGI DAN INFORMATIKA
INSTITUT BISNIS DAN INFORMATIKA STIKOM SURABAYA
2016**



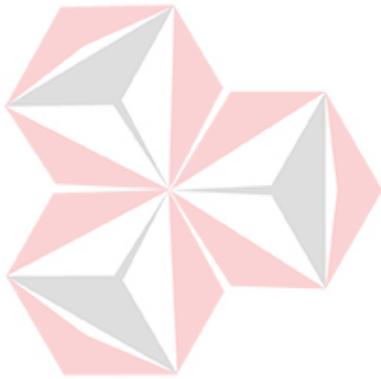
UNIVERSITAS
Dinamika

**ANALISIS *TIME-FREQUENCY* PADA SINYAL *ECG*
(*ELECTROCARDIOGRAM*) DENGAN MENGGUNAKAN
*CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM***

TUGAS AKHIR

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan

Program Sarjana Komputer



UNIVERSITAS
Dinamika

Oleh:

Nama : Pangky Ari Wibowo Prastyo

Nim : 12.41020.0062

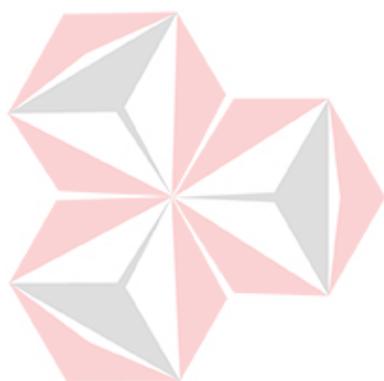
Program : S1 (Strata Satu)

Jurusan : Sistem Komputer

INSTITUT BISNIS DAN INFORMATIKA STIKOM

SURABAYA

2016



UNIVERSITAS
Dinamika



“kesulitan untuk mempelajari hal baru bukan kita tidak bisa, tapi carilah berjuta cara agar hal baru bisa terpelajari” (pangky ari w.p.)

UNIVERSITAS
Dinamika

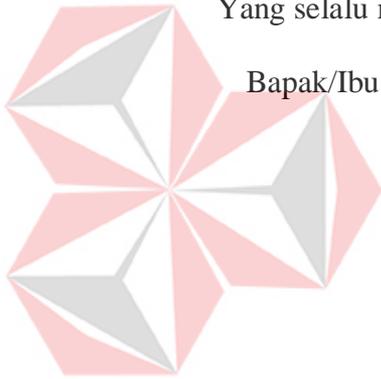
Bismillahirrohmanirrohim, dengan mengucapkan basmalah dan syukur
Alhamdulillah, dengan bangga saya ingin mempersembahkan skripsi ini untuk:

Ayah, Ibu, dan semua keluarga tercinta,

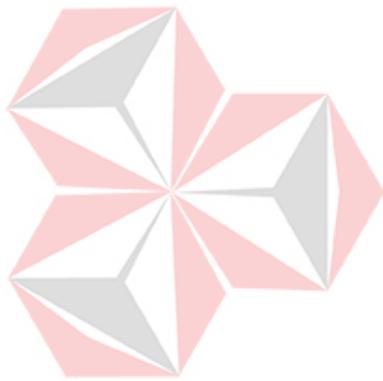
Yang selalu mendukung, memotivasi dan mendoakan saya dalam doa-doanya.

Bapak/Ibu dosen Pengajar Program Studi S1 Sistem Komputer yang telah
mendidik, memberi motivasi kepada penulis.

Untuk teman-teman seperjuangan,
yang selalu mendukung dan memberikan inspirasi.



UNIVERSITAS
Dinamika



UNIVERSITAS
Dinamika

Tugas Akhir

***ANALISIS TIME-FREQUENCY PADA SINYAL ECG
(ELECTROCARDIOGRAM) DENGAN MENGGUNAKAN
CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM***

dipersiapkan dan disusun oleh

Pangky Ari Wibowo Prastyo

NIM : 12.41020.0062

Telah diperiksa, diuji dan disetujui oleh Dewan Penguji
pada: 11 Maret 2016

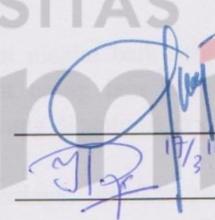
Susunan Dewan Penguji

Pembimbing

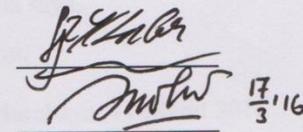
- I. **Dr. Jusak**
- II. **Ira Puspasari, S.Si., M.T.**

Penguji

- I. **Susijanto Tri Rasmana, S.Kom., M.T.**
- II. **Weny Indah Kusumawati, S.Kom., M.MT.**



18/3/16



17/3/16

Tugas Akhir ini telah diterima sebagai salah satu persyaratan
untuk memperoleh gelar Sarjana



FAKULTAS TEKNOLOGI
DAN INFORMATIKA

stikom
SURABAYA

Dr. Jusak

Dekan Fakultas Teknologi dan Informatika

FAKULTAS TEKNOLOGI DAN INFORMATIKA

INSTITUT BISNIS DAN INFORMATIKA STIKOM SURABAYA

**SURAT PERNYATAAN
PERSETUJUAN PUBLIKASI DAN KEASLIAN KARYA ILMIAH**

Sebagai mahasiswa Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya, saya :

Nama : Pangky Ari Wibowo Prastyo
NIM : 12410200062
Program Studi : S1 Sistem Komputer
Fakultas : Fakultas Teknologi dan Informatika
Jenis Karya : Tugas Akhir
Judul Karya : **"ANALISIS *TIME-FREQUENCY* PADA SINYAL *ECG (ELECTROCARDIOGRAM)* DENGAN MENGGUNAKAN *CONTINUOUS WAVELET TRANSFORM*"**

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa:

1. Demi pengembangan Ilmu Pengetahuan, Teknologi dan Seni, saya menyetujui memberikan kepada Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya Hak Bebas Royalti Non-Eksklusif (*Non-Exclusive Royalti Free Right*) atas seluruh isi / sebagian karya ilmiah saya tersebut di atas untuk disimpan, dialihmediakan dan dikelola dalam bentuk pangkalan data (*database*) untuk selanjutnya didistribusikan atau dipublikasikan demi kepentingan akademis dengan tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis atau pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta
2. Karya tersebut di atas adalah karya asli saya, bukan plagiat baik sebagian maupun keseluruhan. Kutipan, karya atau pendapat orang lain yang ada dalam karya ilmiah ini adalah semata hanya rujukan yang dicantumkan dalam Daftar Pustaka saya
3. Apabila dikemudian hari ditemukan dan terbukti terdapat tindakan plagiat pada karya ilmiah ini, maka saya bersedia untuk menerima pencabutan terhadap gelar keserjanaan yang telah diberikan kepada saya.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Surabaya, 11 Maret 2016

Yang menyatakan



ABSTRAK

Jantung merupakan organ yang sangat penting dalam tubuh manusia yang berfungsi untuk memompa aliran peredaran darah dari jantung ke seluruh tubuh. Gejala ketidak normalan fungsi jantung sering kali datang secara tiba-tiba. Faktor penyebab penyakit jantung antara lain seperti mengkonsumsi makana siap saji, makanan yang berlemak, jarang olahraga, stress berkepanjangan dan sebagainya. Oleh sebab itu pengenalan dini penyakit jantung merupakan salah satu cara menghindari penyakit jantung. Selain itu hasil dari pengenalan dini dapat digunakan untuk mengetahui langkah selanjutnya yang akan diambil pasien.

Dalam studi ini nantinya dapat membantu pada bidang kedokteran untuk menganalisis sinyal *Electrocardiogram* (ECG). Program yang dibuat ini akan memudahkan praktisi kesehatan dalam bidang spesialis jantung untuk pembacaan sinyal ECG secara elektronik.

Untuk penelitian ini menganalisis beberapa contoh rekaman sinyal ECG, menggunakan CWT, sehingga mampu diketahui informasi berupa koefisien maksimum dan energi maksimum pada waktu dan skala tertentu, serta jarak gelombang R ke R (amplitudo maksimum) antar siklus ECG. Data inilah yang nantinya berguna untuk menjadi inputan klasifikasi sinyal ECG untuk menentukan, normal dan tidak normalnya sinyal jantung.

Berdasarkan hasil analisis, untuk interval waktu R ke R rata-rata 0.994 detik, nilai koefisien maksimum rata-rata 6753,489 dan energi maksimum rata-rata 58322836,81 pada waktu rata-rata 0,038 detik dan skala rata-rata 19,999 dengan frekuensi 42,452 Hz.

KATA PENGANTAR

Pertama-tama penulis panjatkan puji dan syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena berkat, rahmat, dan karuniaNya penulis dapat menyelesaikan penulisan Tugas Akhir ini dengan sebaik-baiknya. Penulis mengambil judul “Analisis *Time-Frequency* Pada Sinyal *ECG (Electcardiogram)* Dengan Menggunakan *Continuous Wavelet Transform*” ini sebagai salah satu syarat dalam menyelesaikan Tugas Akhir di Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya

Pada kesempatan kali ini penulis juga ingin mengucapkan terima kasih kepada :

Pada kesempatan ini, penulis juga mengucapkan terima kasih kepada :

1. Bapak dan Ibu, yang telah memberikan segalanya demi cita-cita penulis.
2. Saudara-Saudara tercinta yang telah membantu memberi dukungan moril dan doanya, serta telah membantu dalam menjalani hidup di kota Surabaya.
3. Pimpinan Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya yang telah banyak memberikan motivasi serta teladan yang dapat membantu penulis selama menempuh pembelajaran hingga saat ini.
4. Dr. Jusak, selaku Dekan Fakultas Teknologi dan Informatika Institut Bisnis dan Informatika STIKOM Surabaya dan dosen pembimbing pertama yang telah membantu serta mendukung setiap kegiatan tugas akhir sehingga pelaksanaan Tugas Akhir ini dapat berjalan dengan baik.
5. Bapak Susijanto Tri Rasmana, S.Kom., M.T., selaku dosen wali dan penguji satu yang telah membimbing penulis yang memberi masukan dalam

menyusun buku Tugas Akhir dan membimbing selama menempuh perkuliahan di Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya.

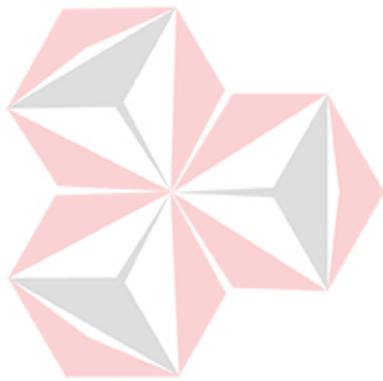
6. Ibu Weny Indah Kusumawati, S.Kom., M.MT., selaku penguji dua yang telah membimbing penulis yang memberi masukan dalam menyusun buku Tugas Akhir dan membimbing selama menempuh perkuliahan di Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya.
7. Ibu Ira Puspasari, S.Si., M.T., selaku dosen pembimbing kedua yang senantiasa memberikan dukungan kepada penulis sehingga penulis dapat melaksanakan Tugas Akhir ini dengan baik.
8. Seluruh dosen Pengajar Program Studi S1 Sistem Komputer yang telah mendidik, memberi motivasi kepada penulis selama masa kuliah di Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya.
9. Teman-teman angkatan 2012 dan seluruh keluarga besar S1 Sistem Komputer yang mendukung dan membantu penulis selama masa dan penyusunan buku Tugas Akhir ini.
10. Teman-teman tim robot di Institut Bisnis dan Informatika Stikom Surabaya yang mendukung dan membantu penulis selama masa dan penyusunan buku Tugas Akhir ini..
11. Robi Irma Chotimatus Sa'adah yang mendukung, memberikan motivasi dan membantu penulis selama masa dan penyusunan buku Tugas Akhir ini.
12. Seluruh pihak yang tidak dapat penulis tuliskan satu persatu yang telah membantu penulis secara langsung maupun tidak langsung.

Banyak hal dalam laporan Tugas Akhir ini yang masih perlu diperbaiki lagi. Oleh karena itu penulis mengharapkan saran dan kritik yang dapat

membangun dari semua pihak agar dapat menyempurnakan penulisan ini kedepannya. Penulis juga memohon maaf yang sebesar-besarnya jika terdapat kata-kata yang salah serta menyinggung perasaan pembaca. Akhir kata penulis ucapkan banyak-banyak terima kasih yang sebesar-besarnya kepada para pembaca, semoga tulisan ini dapat bermanfaat bagi para pembaca.

Surabaya, 11 Maret 2016

Penulis



UNIVERSITAS
Dinamika

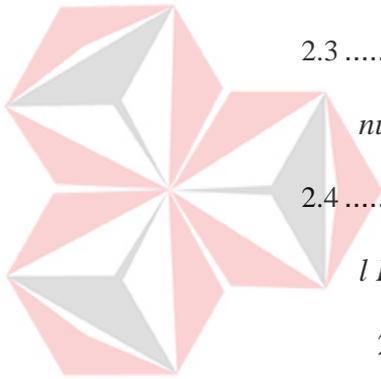


UNIVERSITAS
Dinamika

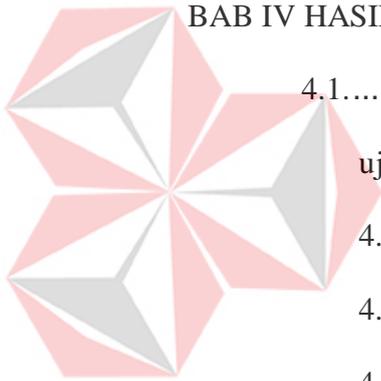
DAFTAR ISI

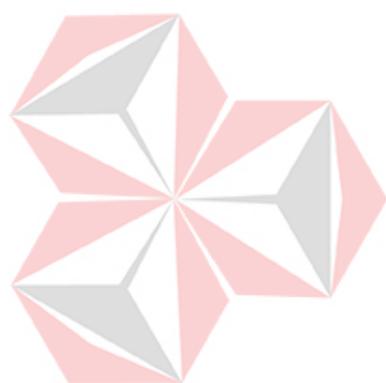
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN SYARAT	ii
MOTTO.....	iii
HALAMAN PERSEMBAHAN	iv
HALAMAN PENGESAHAN	v
HALAMAN PERNYATAAN.....	vi
ABSTRAK	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1.....	Latar
Belakang Masalah	1
1.2.....	Rum
usan Masalah	3
1.3.....	Batas
an Masalah	3
1.4.....	Tujua
n	3
1.5.....	Manf
aat	3

1.6.....	Siste	
matika Penulisan		4
BAB II LANDASAN TEORI		6
2.1	Jantu	
ng		6
2.1.1 Sifat Mekanik Jantung		6
2.1.2 Karakteristik kelistrikan jantung		7
2.1.3 Cara kerja jantung.....		10
2.2	<i>Elect</i>	
<i>rocardiogram (ECG)</i>		11
2.3	<i>Conti</i>	
<i>nuous Wavelet Transform (CWT)</i>		17
2.4	<i>Visua</i>	
<i>l Basic 6.0</i>		20
2.4.1 Variabel.....		20
2.4.2 Tipe data		21
2.4.3 Operator matematika		23
BAB III METODE PENELITIAN DAN PERANCANGAN SISTEM		25
3.1.....	Meto	
de Penelitian		25
3.2.....	Mode	
l perancangan		26

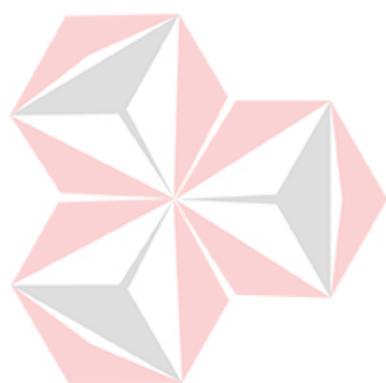


3.3.....	Alat	
penelitian		32
3.3.1 Alat penelitian		32
3.3.2 Bahan penelitian		32
3.4.....	Peran	
cangan perangkat lunak		33
3.4.1 Algoritma pengambilan data sinyal ECG		33
3.4.2 Algoritma energi maksimum dan skala pada energi maksimum.....		34
3.4.3 Algoritma menentukan interval waktu R-R.....		35
BAB IV HASIL PENGUJIAN DAN PENGAMATAN		37
4.1.....	Peng	
ujian perangkat lunak		37
4.1.1 Pengujian pengambilan file.....		37
4.1.2 Pengujian inreval waktu titik R-R		47
4.1.3 Pengujian energi maksimum dan skala pada energi maksimum.....		52
BAB V PENUTUP		67
5.1.....	Kesi	
mpulan		67
5.2.....	Saran	
.....		67
DAFTAR PUSTAKA		69
LAMPIRAN		70
BIODATA PENULIS		77





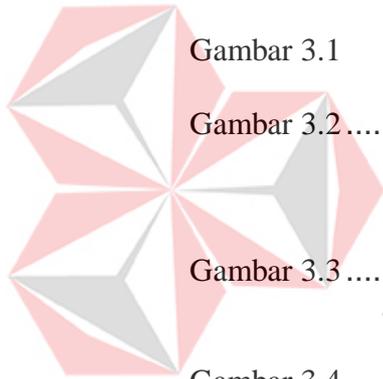
UNIVERSITAS
Dinamika



UNIVERSITAS
Dinamika

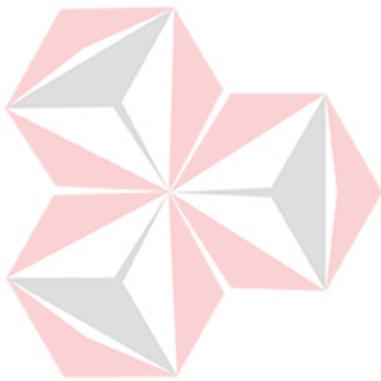
DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Aliran darah pada jantung	10
Gambar 2.2	Interval PR Normal.....	12
Gambar 2.3	Segmen PR	12
Gambar 2.4	Beberapa contoh kompleks QRS.....	13
Gambar 2.5	Interval QRS.....	13
Gambar 2.6	Interval QT	15
Gambar 2.7	Interval R-R.....	16
Gambar 2.8	Segmen ST	17
Gambar 3.1	Blog diagram sistem keseluruhan.....	25
Gambar 3.2 Per	
	ancangan sistem.....	26
Gambar 3.3 D	
	atabase sinyal ECG	27
Gambar 3.4	Microsoft visual basic 6.0	27
Gambar 3.5	Data sinyal ECG dalam grafik	29
Gambar 3.6	Resolusi waktu dan frekuensi CWT	30
Gambar 3.7	<i>Flowchart</i> pengambilan data.....	33
Gambar 3.8	<i>Flowchart</i> menentukan energi maksimum dan frekuensi pada energi maksimum	34
Gambar 3.9	<i>Flowchart</i> interval waktu R-R	35
Gambar 4.1	Tampilan hasil <i>open file</i> data 1	38
Gambar 4.2	Tampilan hasil <i>open file</i> data 2	38
Gambar 4.3	Tampilan hasil <i>open file</i> data 3	39

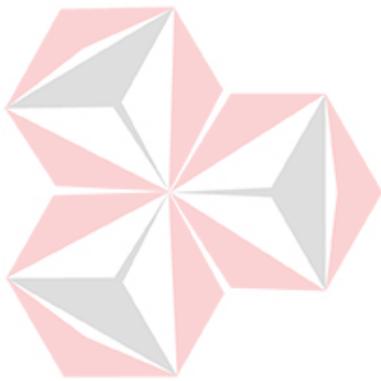


Gambar 4.4	Tampilan hasil <i>open file</i> data 4	39
Gambar 4.5	Tampilan hasil <i>open file</i> data 5	40
Gambar 4.6	Tampilan hasil <i>open file</i> data 6	40
Gambar 4.7	Tampilan hasil <i>open file</i> data 7	41
Gambar 4.8	Tampilan hasil <i>open file</i> data 8	41
Gambar 4.9	Tampilan hasil <i>open file</i> data 9	42
Gambar 4.10	Tampilan hasil <i>open file</i> data 10.....	42
Gambar 4.11	Tampilan hasil <i>open file</i> data 11.....	43
Gambar 4.12	Tampilan hasil <i>open file</i> data 12.....	43
Gambar 4.13	Tampilan hasil <i>open file</i> data 13.....	44
Gambar 4.14	Tampilan hasil <i>open file</i> data 14.....	44
Gambar 4.15	Tampilan hasil <i>open file</i> data 15.....	45
Gambar 4.16	Tampilan hasil <i>open file</i> data 16.....	45
Gambar 4.17	Data yang belum terpecah.....	46
Gambar 4.18	Penentuan gelombang R dinyal ECG	48
Gambar 4.19	Grafik energi dari pengujian data 1	54
Gambar 4.20	Grafik energi dari pengujian data 2	55
Gambar 4.21	Grafik energi dari pengujian data 3	55
Gambar 4.22	Grafik energi dari pengujian data 4	56
Gambar 4.23	Grafik energi dari pengujian data 5	57
Gambar 4.24	Grafik energi dari pengujian data 6	57
Gambar 4.25	Grafik energi dari pengujian data 7	58
Gambar 4.26	Grafik energi dari pengujian data 8	59
Gambar 4.27	Grafik energi dari pengujian data 9	59

Gambar 4.28	Grafik energi dari pengujian data 10	60
Gambar 4.29	Grafik energi dari pengujian data 11	61
Gambar 4.30	Grafik energi dari pengujian data 12	61
Gambar 4.31	Grafik energi dari pengujian data 13	62
Gambar 4.32	Grafik energi dari pengujian data 14	63
Gambar 4.33	Grafik energi dari pengujian data 15	63
Gambar 4.34	Grafik energi dari pengujian data 16	64



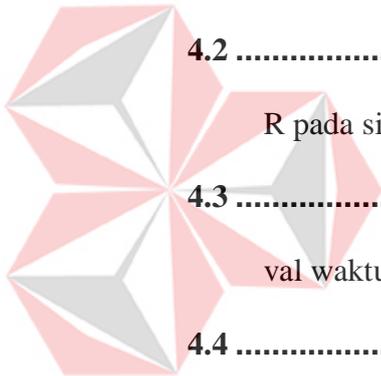
UNIVERSITAS
Dinamika

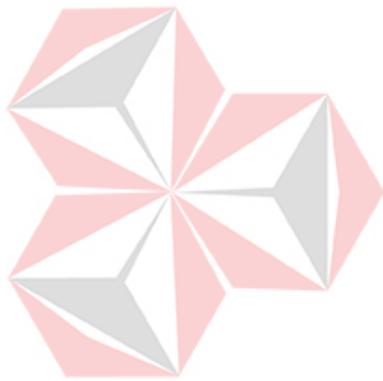


UNIVERSITAS
Dinamika

DAFTAR TABEL

2.1	Fung	
	si Pustaka Visual Basic		21
2.2	Nilai	
	dari Tipe Data		22
2.3	Fung	
	si pada <i>Class Math</i>		23
4.1	Data	
	yang telah dipecah		47
4.2	Time	
	R pada siklus sinyal ECG.....		50
4.3	Inter	
	val waktu R-R.....		51
4.4	Hasil	
	pengujian koefisien maksimum		65
4.5	Hasil	
	pengujian koefisien minimum		66





UNIVERSITAS
Dinamika

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Jantung merupakan organ yang sangat penting dalam tubuh manusia yang berfungsi untuk memompa aliran peredaran darah dari jantung ke seluruh tubuh. Gejala ketidak normalan fungsi jantung sering kali datang secara tiba-tiba. Faktor penyebab penyakit jantung antara lain sibuk mengejar kebutuhan hidup dengan cara praktis dan serba otomatis, seperti mengkonsumsi makana siap saji, makanan yang berlemak, jarang olahraga, stress berkepanjangan dan sebagainya.

Oleh sebab itu pengenalan dini penyakit jantung merupakan salah satu cara menghindari penyakit jantung. Selain itu hasil dari pengenalan dini dapat digunakan untuk mengetahui langkah selanjutnya yang akan diambil pasien.

Analisis ciri sinyal suara jantung, dengan memanfaatkan karakteristik sinyal jantung ECG (*Electrocardiogram*). Informasi seputar kerja jantung dapat diperoleh melalui prinsip kelistrikan pada jantung menggunakan sebuah instrumen medis yang disebut *Electrocardiogram* (ECG). Pentingnya klasifikasi sinyal jantung didukung oleh banyaknya penelitian yang sudah dilakukan. *Elektrokardiograf* merupakan alat bantu untuk mendiagnosa gangguan listrik jantung. Oleh karena itu, keberadaannya hingga saat ini masih memiliki peranan sangat penting. Selain biaya yang relatif murah, alat tersebut juga cukup membantu dalam menegakkan diagnosis pada pasien dengan gangguan listrik jantung dan bisa menghasilkan frekuensi atau sinyal yang dapat diperhitungkan untuk menentukan jantung yang bekerja dengan normal dan jantung yang tidak

bekerja dengan normal, serta dapat mengetahui pembuluh darah yang menyempit sehingga bisa dilakukan langkah medis sejak dini. Akan tetapi, keahlian dokter maupun perawat dalam membaca ECG pun sangat penting, terlebih bagi perawat yang berada di unit-unit ICCU (*intensive coronary care unit*), unit kedaruratan, dan unit-unit lainnya yang sudah dilengkapi dengan *bedside monitoring*.

Debbal dan Reguig (2008) telah melakukan penganalisaan domain waktu dengan Short Term Fourier Transform (STFT). Spektogram STFT tidak dapat mendeteksi dengan sempurna dua komponen suara jantung pertama (mitral dan trikuspid) dan dua komponen suara jantung kedua (aortik dan pulmonal). Masalah ini disebabkan oleh adanya pemilihan panjang window waktu yang tetap dan *trade-off* antara resolusi waktu dan frekuensi. Apabila panjang window waktunya sempit, maka resolusi frekuensinya buruk. Sebaliknya, apabila panjang window frekuensinya lebar maka resolusi waktunya buruk. Penggunaan *Continuous Wavelet Transform (CWT)* sangat cocok dan handal pada analisis sinyal biomedik yang bersifat nonstasioner, seperti sinyal suara jantung. Karena CWT memiliki resolusi yang baik di domain waktu maupun domain frekuensi. Sehingga, karakteristik dari setiap pola sinyal suara jantung dapat diekstrak lebih tepat.

Untuk penelitian ini akan mengambil beberapa contoh rekaman sinyal ECG, yang akan dianalisa menggunakan CWT, sehingga mampu diketahui informasi berupa koefisien maksimum dan energi maksimum pada waktu dan frekuensi tertentu, serta jarak gelombang R ke R (amplitudo maksimum) antar siklus ECG. Data inilah yang nantinya berguna untuk menjadi inputan klasifikasi sinyal ECG untuk menentukan, normal dan tidak normalnya sinyal jantung.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun permasalahan yang akan dihadapi oleh peneliti ke depannya dalam proses pengerjaan Tugas Akhir ini adalah:

Bagaimana melakukan analisis *Time-Frequency* sinyal ECG (*Electrocardiogram*) dengan menggunakan *Continuous Wavelet Transform* untuk mengetahui koefisien maksimum dan energi maksimum pada waktu dan frekuensi tertentu, serta jarak gelombang R ke R (amplitudo maksimum) antar siklus ECG.

1.3 Batasan Masalah

Dalam analisa sinyal ini, terdapat beberapa batasan masalah, antara lain:

1. Data diambil dari database hasil penelitian Eko Agus Suprayitno (2013) menggunakan elektroda jepit.
2. Proses pengambilan data tidak secara *real time*.
3. Menggunakan sampel jantung normal.

1.4 Tujuan

Adapun tujuan dari pembuatan simulasi ini yaitu:

Untuk mengetahui besarnya koefisien maksimum dan energi maksimum pada waktu dan frekuensi tertentu, serta jarak gelombang R ke R (amplitudo maksimum) antar siklus ECG.

1.5 Manfaat

Membantu pada bidang kedokteran untuk menganalisis sinyal *Electrocardiogram* (ECG).

1.6 Sistematika Penulisan

Laporan Tugas Akhir ini ditulis dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

BAB I: PENDAHULUAN

Bab ini membahas tentang latar belakang masalah, perumusan masalah, pembatasan masalah, tujuan penulisan laporan Tugas Akhir, dan sistematika penulisan tugas akhir.

BAB II: LANDASAN TEORI

Bab ini membahas tentang berbagai teori yang mendukung tugas akhir ini. Hal tersebut meliputi tentang *visual basic 6.0*. Sifat mekanik jantung, karakteristik kelistrikan jantung dan cara kerja jantung. Pada bab ini juga menjelaskan tentang sinyal ECG yang meliputi dari karakteristik dari sinyal ECG (gelombang P,Q,R,S,T,U), (interval PR, QRS, QT, dan R-R), (segmen PR dan ST), (kompleks QRS). Kemudian yang terakhir membahas *continuous wavelet transform* yang digunakan untuk mengolah sinyal ECG.

BAB III: METODE PENELITIAN DAN PERANCANGAN SISTEM

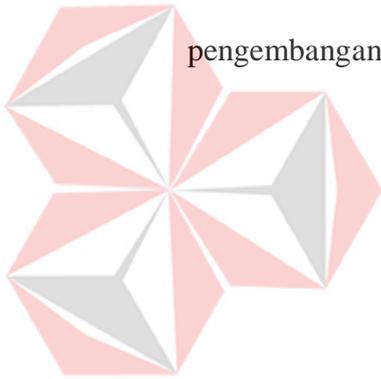
Dalam bab ini dijelaskan tentang metode penelitian serta alasan penggunaan metode tersebut dalam penelitian. Pada bab ini dijelaskan pula tentang pembuatan perangkat lunak (software) diantaranya blok diagram sistem, model perancangan, algoritma dalam bentuk *flowchart* pengambilan data, algoritma dalam bentuk *flowchart* mencari koefisien dan energi maksimum pada skala dan waktu tertentu, dan algoritma dalam bentuk *flowchart* menentukan interval waktu R-R.

BAB IV: PENGUJIAN DAN ANALISIS SISTEM

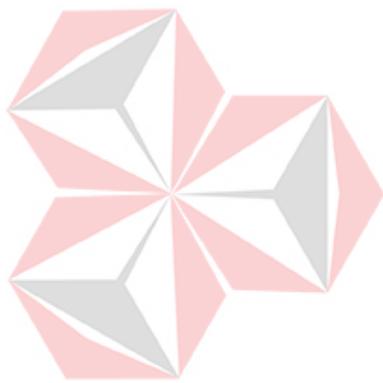
Bab ini berisi tentang pengujian secara keseluruhan. Pengujian yang dilakukan meliputi menginputkan data pada visual basic 6.0 yang diambil dari *database* yang kemudian ditampilkan pada grafik, pengolahan rumus wavelet dalam program untuk analisis *time-frequency* penentuan koefisien maksimum dan energi maksimum pada skala dan waktu tertentu, menentukan titik R pada siklus ECG untuk mengetahui interval waktu dari siklus tersebut.

BAB V: PENUTUP

Bab ini berisi tentang kesimpulan penelitian serta saran untuk pengembangan penelitian berikutnya.



UNIVERSITAS
Dinamika



UNIVERSITAS
Dinamika

BAB II

LANDASAN TEORI

2.1 Jantung

Jantung merupakan suatu organ otot berongga yang terletak di pusat dada. Bagian kanan dan kiri jantung masing masing memiliki ruang sebelah atas (atrium yang mengumpulkan darah dan ruang sebelah bawah (ventrikel) yang mengeluarkan darah. Agar darah hanya mengalir dalam satu arah, maka ventrikel memiliki satu katup pada jalan masuk dan satu katup pada jalan keluar.

Jantung yang berfungsi sebagai pompa yang melakukan tekanan terhadap darah sehingga darah dapat mengalir ke seluruh tubuh. Pembuluh darah berfungsi sebagai saluran untuk mendistribusikan darah dari jantung ke semua bagian tubuh dan mengembalikannya kembali ke jantung (Taylor, 2010). Jantung terdiri dari bagian atas yang disebut serambi (atrium) dan bagian bawah yang disebut dengan bilik (ventricle). Otot-otot jantung memompa darah dari satu ruangan ke ruangan lainnya. Setiap kali terjadi proses pemompaan, katup jantung membuka sehingga darah dapat mengalir ke ruangan yang dituju. Selanjutnya katup menutup untuk mencegah aliran balik darah (Setiaji, 2011).

2.1.1. Sifat Mekanik Jantung

Siklus jantung adalah peristiwa yang terjadi pada jantung mulai dari awal suatu denyut jantung sampai dengan mulainya denyut jantung berikutnya yang termasuk di dalamnya periode kontraksi dan relaksasi. Setiap siklus jantung terdiri dari peristiwa listrik-potensial aksi, dan mekanik-kontraksi didalam sistem

kardiovaskuler. Tekanan yang ditimbulkan oleh kontraksi jantung diubah menjadi aliran yang bertujuan untuk menyediakan kebutuhan oksigen dan nutrisi bagi seluruh jaringan tubuh. Siklus jantung terdiri dari satu periode relaksasi yaitu diastol, dimana terjadi pengisian jantung dengan darah, kemudian diikuti oleh periode kontraksi yang disebut sistol. Dalam setiap siklus, terjadi perubahan tekanan pada atria, ventrikel maupun aorta serta terjadi perubahan volume ventrikel. Semua peristiwa mekanik ini sesuai dengan aktifitas listrik yang dapat dicatat dengan *ECG*. Selain itu, peristiwa mekanik akibat kontraksi jantung akan menimbulkan suara jantung akibat menutupnya katup jantung.

2.1.2. Karakteristik Kelistrikan Jantung

Jantung dapat digambarkan sebagai dua pompa. Satu pompa di sisi kanan mengirim darah ke paru-paru menjadi beroksigen dan untuk mengilangkan produk-produk limbah berupa karbondioksida dan satu pompa di sisi kiri mengirim darah keseluruh tubuh untuk mengoksidasi semua sel di dalam tubuh.

Didalam otot jantung terdapat jaringan khusus yang menghantarkan aliran listrik.

Jaringan tersebut mempunyai sifat-sifat khusus:

1. Otomatisasi : Menimbulkan impuls/rangsang secara spontan.
2. Irama : Pembentukan rangsang yang teratur.
3. Daya konduksi : Kemampuan untuk menghantarkan.
4. Daya rangsang : Kemampuan bereaksi terhadap rangsang.

Sistem kelistrikan pada jantung dikontrol oleh hati. Sistem listrik dalam hati mengontrol kecepatan detak jantung:

1. SA nodus (alat pacu jantung alami) pada hati mengendalikan detak jantung, SA node ini terbuat dari sel-sel khusus yang terletak di atrium kanan jantung, biasanya menghasilkan sinyal listrik 60-100 per menit (detak jantung).
2. AV node, seikat sel antara atrium dan ventrikel. Sinyal listrik yang dihasilkan SA node tertangkap dan ditahan dalam waktu milidetik. Sebelum dikirim ke berkas HIS (HIS sistem purkinje).
3. HIS sistem purkinje, berada dalam ventrikel jantung. Listrik bergerak melalui sistem purkinje untuk membuat kontak vertikal. Listrik dari nodus Av hits berkas HIS sebelum diarahkan ke kanan dan kiri bungkusan cabang dan akhirnya ke serat purkinje yang terletak di otot jantung .ini merangsang ventrikel berkontraksi.

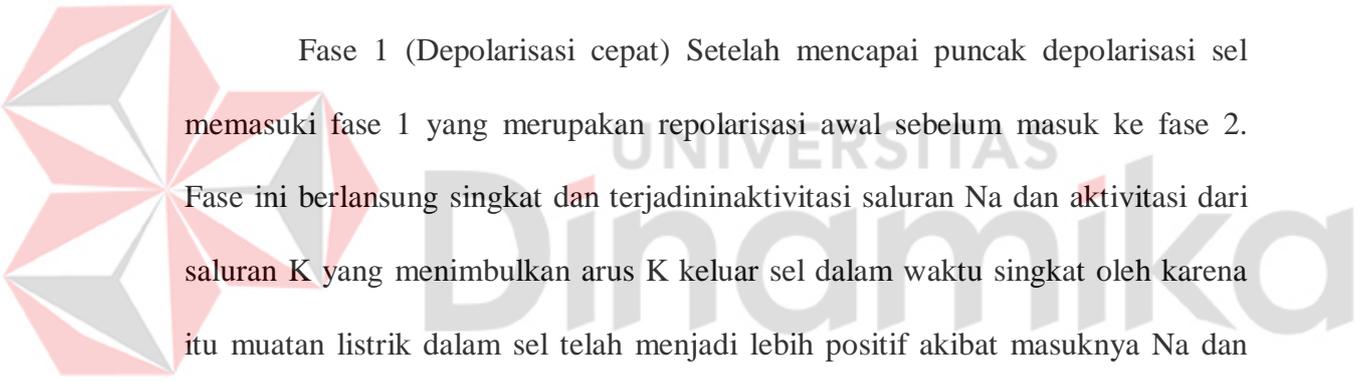
Siklus jantung berlangsung berlangsung selama 0.8 detik, atrium-sistole 0,1 detik, ventrikel-sistole 0,3 detik dan diastole 0.4 detik. Sistole mengacu pada kontraksi otot jantung dan diastole mengacu pada relaksasi otot jantung.

Aktifitas listrik jantung seperti halnya otot rangka dan saraf didasari oleh adanya arus pergerakan ion dari luar ke dalam sel atau sebaliknya melalui saluran atau ion channel. Terdapat dua jenis potensial aksi pada sel jantung yaitu potensial aksi respon cepat yaitu pada sebagian besar otot jantung (atrium, ventrikel dan sel purkinje), dan respon lambat pada sel – sel pacemaker (NSA dan NAV).

Potensial aksi pada jantung mempunyai karakteristik dan waktu dari potensial 0 aksi jantung berkisar lebih dari 100 kali lebih lama dari potensial aksi pada otot rangka atau saraf dan mempunyai fase yang berbeda, yaitu: fase 0 (upstroke) atau depolarisasi cepat, segera setelah fase 0 terjadi fase 1 yang merupakan proses repolarisasi awal kemudian diikuti oleh fase 2 (plateau) yang

berlangsung sekitar 0,1 – 0,2 detik. Setelah itu, potensial aksi menjadi lebih negatif, fase 3, dimana terjadiproses repolarisasi cepat sebelum masuk ke fase 4 atau fase potensial membran istirahat.

Fase 0 (upstroke) Bila terjadi perangsangan yang menyebabkan potensial membran mencapai nilai ambang (-65 mV) terjadi depolarisasi cepat (upstroke) yang membawa arus Na ke dalam sel akibat terbukanya pintu Na channel dimana proses depolarisasi ini membuka lebih banyak lagi saluran Na sehingga lebih banyak lagi Na masuk ke dalam sel dan membran potensial menjadi lebih positif. Pada saat potensial membran mendekati 0 mV maka Natrium tidak lagi masuk ke dalam sel.



Fase 1 (Depolarisasi cepat) Setelah mencapai puncak depolarisasi sel memasuki fase 1 yang merupakan repolarisasi awal sebelum masuk ke fase 2. Fase ini berlangsung singkat dan terjadininaktivasi saluran Na dan aktivasi dari saluran K yang menimbulkan arus K keluar sel dalam waktu singkat oleh karena itu muatan listrik dalam sel telah menjadi lebih positif akibat masuknya Na dan konsentrasi K dalam sel telah melebihi K di luar sel.

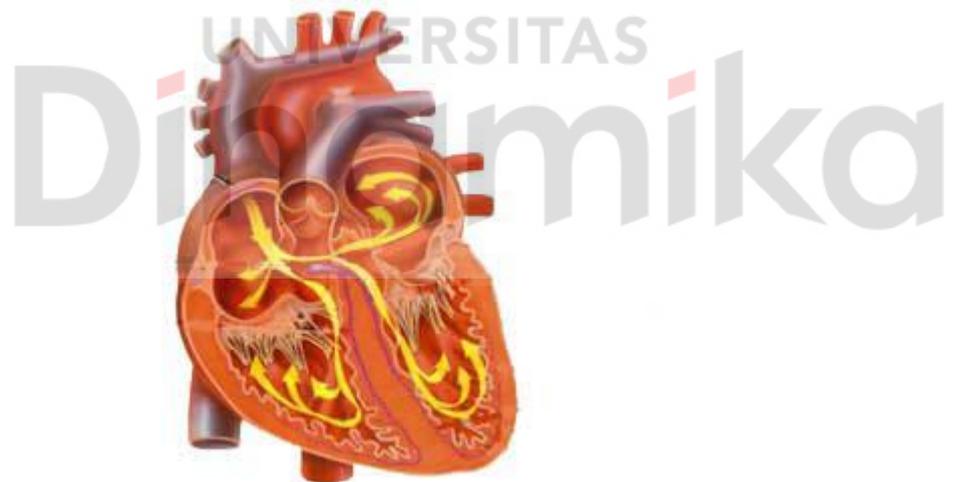
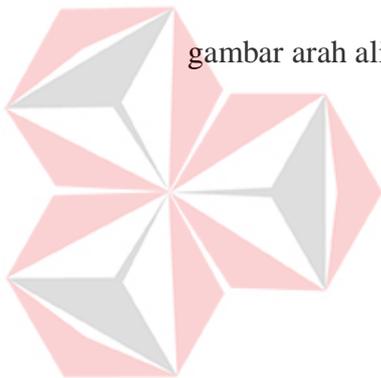
Fase 2 (plateau) Dasar ionik fase ini adalah masuknya ion Ca akibat terbukanya saluran Ca dan adanya arus K yang keluar dari sel. Yang paling berperan dalam fase ini adalah ion Ca yang masuk ke dalam sel.

Fase 3 (Repolarisasi) Proses repolarisasi pada fase 3 ini dimulai pada akhir fase 2 dimana saluran kalsium mulai tertutup dan saluran kalium mulai terbuka. Dengan selesainya proses repolarisasi maka potensial membran kembali pada keadaan istirahat dimana saluran Na kembali dari proses inaktivasi. Pada keadaan istirahat (potensial membran sekitar -80 sampai – 90 mV) membran sel

relatif permeabel terhadap K sehingga di fase ini terjadi pergerakan K keluar sel karena K di dalam sel lebih tinggi dibandingkan di luar sel. Pada potensial aksi respon lambat, upstroke terjadi dengan lambat yang menunjukkan kurang berkembangnya saluran Natrium cepat dan potensial membran istirahat lebih positif.

2.1.3. Cara Kerja Jantung

Keadaan jantung saat memompa darah (kontraksi) adalah menguncup, sedangkan saat tidak memompa darah (relaksasi) adalah mengembang. Hal ini mengakibatkan darah mengalir keluar dan masuk jantung. Di bawah ini adalah gambar arah aliran darah yang keluar masuk jantung.



Gambar 2.1 Aliran darah pada jantung

Cara kerja jantung seperti pada gambar 2.1 adalah sebagai berikut:

- a. Jika kedua serambi jantung mengembang, maka darah dari pembuluh balik akan masuk ke serambi.
- b. Jika kedua serambi menguncup dan bilik mengembang, maka darah dari serambi masuk ke bilik

- c. Jika kedua bilik menguncup, maka darah keluar dari bilik (jantung) menuju ke pembuluh aorta.

2.2 *Electrocardiogram (ECG)*

Electrocardiogram (ECG) adalah alat bantu diagnostik yang digunakan untuk mendeteksi aktivitas listrik jantung berupa grafik yang merekam perubahan potensial listrik jantung yang dihubungkan dengan waktu. Penggunaan *ECG* dipelopori oleh Einthoven pada tahun 1903 dengan menggunakan Galvanometer. Galvanometer senar ini adalah suatu instrumen yang sangat peka sekali yang dapat mencatat perbedaan kecil dari tegangan milivolt jantung (Sundana, 2008).

Penampang Gelombang, Interval, dan Segmen pada *ECG*

a. Gelombang P

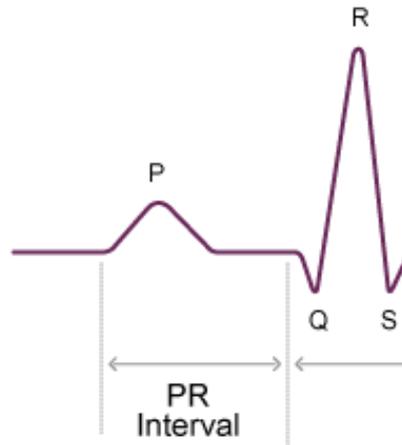
Gelombang P merupakan gelombang awal hasil depolarisasi di kedua atrium. Normalnya kurang dari 0,12 detik dan tingginya (amplitudo) tidak lebih dari 0,3 mV.

Gelombang P secara normal selalu defleksi positif (cembung ke atas) di semua sandapan dan selalu defleksi negative (cekung ke bawah) di sandapan aVR. Akan tetapi, kadang-kadang ditemukan defleksi negative di sandapan V1 dan hal ini merupakan sesuatu yang normal (Sundana, 2008).

b. Interval PR

Interval PR adalah garis horizontal yang diukur dari awal gelombang P hingga awal kompleks QRS. Interval ini menggambarkan waktu yang diperlukan depolarisasi atrium sampai awal depolarisasi ventrikel atau waktu yang diperlukan

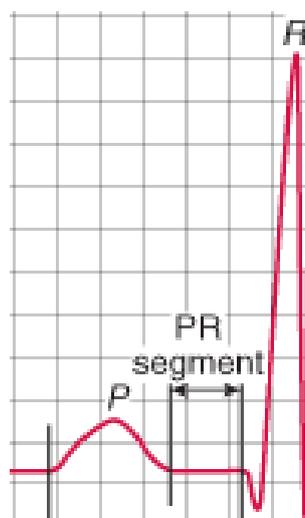
impuls listrik dari nodus SA menuju serabut Purkinje, dan normalnya 0,12-0,20 detik (Sundana, 2008).



Gambar 2.2 Interval PR Normal

c. Segmen PR

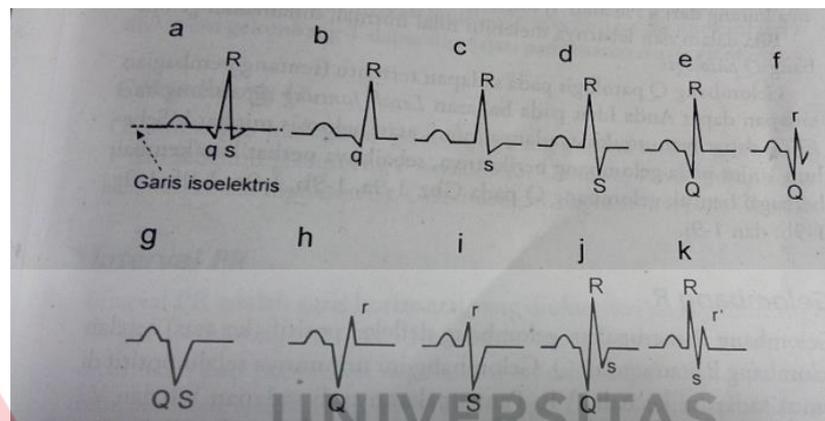
Segmen PR menggambarkan waktu mulai dari akhir depolarisasi atrium sampai awal depolarisasi ventrikel. Segmen PR biasanya berupa garis horizontal dan berjalan pada garis dasar yang sama seperti sebelum munculnya gelombang P (Malcolm S, 2009).



Gambar 2.3 Segmen PR

d. Kompleks QRS

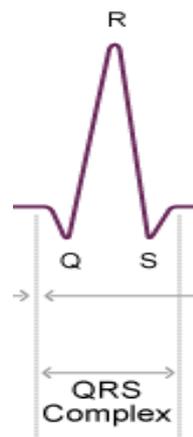
Kompleks QS merupakan gelombang kedua setelah gelombang P, terdiri atas gelombang Q-R dan / S. Gelombang QRS merupakan hasil depolarisasi yang terjadi di kedua ventrikel yang dapat direkam oleh mesin EKG. Secara normal, lebar kompleks QRS adalah 0,06-0,12 detik dengan amplitudo bervariasi bergantung pada sandapan (Sundana, 2008).



Gambar 2.4 Beberapa contoh kompleks QRS

e. Interval QRS

Interval QRS menggambarkan durasi kompleks QRS normalnya berdurasi mulai dari 0,06 sampai 0,1 detik (Malcolm S, 2009).



Gambar 2.5 Interval QRS

f. Gelombang Q

Gelombang ini merupakan gelombang defleksi negatif setelah gelombang P. secara normal, lebarnya tidak lebih dari 0,04 detik dan dalamnya kurang dari 45% atau 1/3 tinggi gelombang R.

Bila dalam dan lebarnya melebihi nilai normal, dinamakan gelombang Q patologis. Gelombang Q patologis pada sandapan tertentu dapat menunjukkan adanya infark atau nekrosis miokard (Sundana, 2008).

g. Gelombang R

Gelombang R merupakan gelombang defleksi positif (ke atas) setelah gelombang P atau setelah Q. Gelombang ini umumnya selalu positif di semua sandapan, kecuali aVR. Penampaknya di sandapan V1 dan V2 kadang-kadang kecil atau tidak ada, tetapi hal ini masih normal.

h. Gelombang S

Gelombang ini merupakan gelombang defleksi negative (ke bawah) setelah gelombang R atau gelombang Q. Secara normal, gelombang S berangsur-angsur menghilang pada sandapan V1-V6. Gelombang ini sering terlihat lebih dalam di sandapan V1 dan aVR, dan ini normal.

i. Gelombang T

Gelombang T merupakan hasil repolarisasi di kedua ventrikel. Normalnya, positif(ke atas) dan inverted (terbalik) di aVR.

Gelombang T yang inverted selain di aVR merupakan indikasi adanya iskemik miokard. Gelombang T yang runcing di semua sandapan dapat membantu menegakkan adanya hiperkalemia, sedangkan gelombang T yang tinggi pada

beberapa sandapan tertentu dapat menunjukkan adanya hiper-akut T yang merupakan tanda awal sebelum infarkk miokard terjadi.

j. Gelombang U

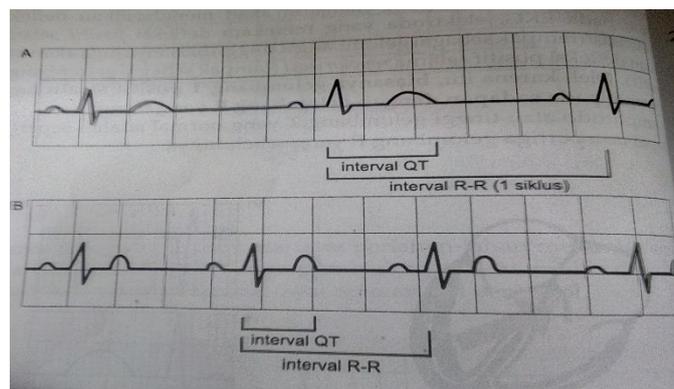
Gelombang U merupakan gelombang yang muncul setelah gelombang T dan sebelum gelombang P berikutnya. Umumnya merupakan kelainan akibat hipokalemi.

k. Interval QT

Interval QT merupakan garis horizontal yang diawali dari gelombang Q sampai akhir gelombang T. Interval ini merupakan waktu yang diperlukan ventrikel dari awal terjadinya depolarisasi sampai akhir repolarisasi. Panjang interval Qt bervariasi bergantung pada frekuensi jantung (*heart rate* /HR). Perhitungan akurat dari QTc (*QT correction*) ini dapat dibantu dengan menggunakan alat nomogram atau dengan formula sebagai berikut:

$$QTc = QT / (\text{jarak R-R})^{1/2} \quad (2.1)$$

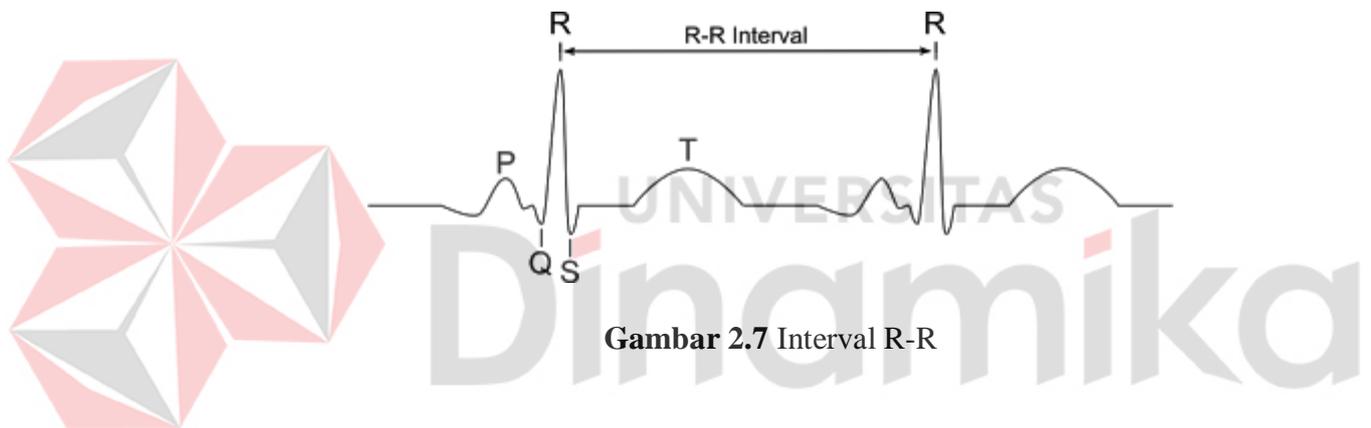
Batas normal interval QT pada laki-laki berkisar antara 0,42-0,44 detik, sedangkan pada wanita berkisar antara 0,43-0,47 detik



Gambar 2.6 Interval QT

I. Interval R-R

Interval R-R adalah jarak pengukuran antara dua ketukan berturut-turut. Gelombang R biasanya dipilih karena memiliki puncak tertinggi dan paling mencolok. Dalam kebanyakan irama (termasuk irama normal), interval R-R akan sama dengan jarak P-P, atau jarak antara dua titik analog pada ketukan berturut-turut. Jika interval R-R konstan, tidak harus dua ketukan berturut-turut, dikatakan ritme yang teratur. Jarak tidak dapat menunjukkan kenormal, cepat, atau lambat, dalam ketukan yang teratur. Jarak normal interval R-R adalah 0.6 sampai 1 detik dan nadi normal sekitar 60 sampai 100 x/menit (Christensen, 2014).

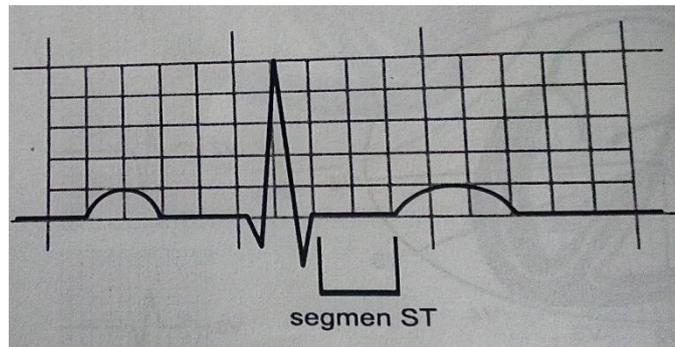


Gambar 2.7 Interval R-R

m. Segmen ST

Segmen ST merupakan garis horizontal setelah akhir QRS sampai awal gelombang T. Segmen ini merupakan waktu depolarisasi ventrikel yang masih berlangsung sampai dimulainya awal repolarisasi ventrikel. Normalnya, sejajar garis isoelektris.

Segmen ST yang naik di atas isoelektris dinamakan elevasi dan yang turun di bawah isoelektris dinamakan ST depresi. ST elevasi dapat menunjukkan adanya suatu infark miokard dan ST depresi menunjukkan adanya iskemik miokard.



Gambar 2.8 Segmen ST

2.3 *Continuous Wavelet Transform (CWT)*

Transformasi wavelet kontinu dikembangkan sebagai pendekatan alternatif untuk waktu singkat Fourier transform untuk mengatasi masalah resolusi. Analisa wavelet dilakukan mirip dengan cara *Short Term Fourier Transform (STFT)*, dalam arti signal dikalikan dengan fungsi, (*wavelet*), *function window* mirip dengan STFT, dan transformasi dihitung secara terpisah untuk beberapa segmen yang berbeda dari signal. Namun ada 2 perbedaan utama antara STFT dan *CWT*:

1. Fourier transforms dari beberapa signal window tidak diambil. Karena titik puncaknya akan terlihat tidak sesuai, frekuensi yang negative tidak dihitung.
2. Lebar dari window berubah terhadap transformasi yang dihitung untuk setiap komponen spektral tunggal, salah satu karakteristik yang paling penting dari transformasi wavelet.

Transformasi Wavelet Kontinu memberikan suatu deskripsi waktu-skala. Dalam Transformasi Wavelet digunakan istilah translasi dan skala. Translasi adalah lokasi jendela modulasi saat digeser sepanjang sinyal, berhubungan dengan

informasi waktu. skala berhubungan dengan frekuensi. Wavelet kontinu transformasi didefinisikan sebagai berikut:

$$CWT_x^\psi(\tau,s) = \Psi_x^\psi(\tau,s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (2.2)$$

Keterangan:

$CWT(\tau,s)$ = Persamaan Wavelet.

ψ = psi (fungsi transformasi)

s = Skala

t = Waktu (sec.)

τ = tau (sec.)

x = data

$*$ = konjugasi

Sebagai yang terlihat dalam persamaan di atas, perubahan sinyal merupakan dari dua variabel, tau dan s, translasi dan scale parameter. Psi(t) adalah fungsi transformasi, dan untuk memanggil mother wavelet.

Istilah wavelet cara sebuah gelombang kecil. Kecilnya mengacu pada kondisi bahwa ini (window) fungsi yang panjangnya terbatas. Acuan gelombang untuk kondisi bahwa fungsi ini beresilasi. Dengan kata lain, mother wavelet adalah sebagai prototype dari pembangkit fungsi window yang lain.

Translasi digunakan sama seperti yang digunakan dalam STFT. hal itu berkaitan dengan lokasi window, yang dirubah melalui sinyal. Namun, tidak memiliki parameter frekuensi, seperti yang dimiliki STFT tersebut. Sebaliknya, kita memiliki parameter skala yang didefinisikan sebagai frekuensi. Frekuensi istilah dicadangkan untuk STFT tersebut.

Continuous Wavelet Transform (CWT) telah dikembangkan sebagai suatu metode untuk memperoleh informasi yang simultan, resolusi waktu dan frekuensi yang tinggi mengenai suatu sinyal. *Feature extractor* ini menggunakan suatu daerah *window* yang berukuran variabel. Karena wavelet dapat membesar atau menjadi padat, fitur-fitur yang berbeda dari sinyal akan diekstrak. Ketika wavelet yang sempit mengekstrak komponen-komponen frekuensi tinggi, maka wavelet yang membentang mengambil komponen-komponen berfrekuensi rendah dari sinyal.

CWT dihitung melalui konvolusi sinyal dengan sebuah modulasi *window* pada setiap waktu dengan setiap skala yang diinginkan. Modulasi *window* yang mempunyai skala fleksibel inilah yang disebut dengan *mother wavelet* atau fungsi dasar wavelet.

Energi merupakan sesuatu yang memiliki kemampuan untuk menyebabkan perubahan, energi biasanya digunakan untuk menggambarkan berapa banyak potensi sistem yang berubah. Pada sinyal jantung, Energi total di setiap komponen detail dan aproksimasi memberikan informasi yang berguna tentang lokasi artefak di sinyal. Artefak merupakan variasi sinyal yang tidak diinginkan. Artefak ini termasuk instrumen suara, suara dari suara tubuh, suara karena gerakan subjek dan gerakan diafragma elektroda. Semakin rendah range frekuensi hasil dekomposisi maka memiliki Energi normalisasi yang besar dikarenakan mengandung suara jantung, sedangkan semakin tinggi range frekuensi hasil dekomposisi maka memiliki Energi normalisasi yang kecil dikarenakan mengandung artefak. (Kumar, 2015). Hasil dari persamaan 2.2 yang dikuadratkan adalah nilai energi.

2.4 Visual Basic 6.0

Microsoft Visual Basic 6.0 adalah bahasa pemrograman yang digunakan untuk membuat aplikasi Windows yang berbasis grafis (GUI – Graphical User Interface) (Supardi, 2006). Basis bahasa pemrograman yang digunakan dalam visual basic adalah bahasa BASIC (*Beginners All-Purpose Symbolic Instruction Code*) yang merupakan salah satu bahasa pemrograman tingkat tinggi yang sederhana dan mudah dipelajari. Menurut *Microsoft Visual Basic 6.0* menyediakan berbagai perangkat kontrol yang dapat digunakan untuk membuat program aplikasi dalam sebuah form baik aplikasi kecil, sederhana hingga ke aplikasi pengolahan *database* (Tim Divisi Penelitian, 2008).

2.4.1 Variabel

Variabel berguna untuk menyimpan nilai sementara untuk dapat dipergunakan kembali. Dikatakan sementara waktu karena nilai sebuah variabel akan disimpan dalam memori komputer yang bersifat tidak permanen. *Visual basic 6.0* memiliki beberapa aturan dalam memberikan nama sebuah variabel, diantaranya:

1. Nama variabel harus diawali dengan karakter huruf, dan dalam penamaannya tidak boleh menggunakan tambahan karakter khusus lain, kecuali dengan menggunakan *underscore* (_).
2. Panjang karakter maksimal 255.
3. Sifatnya unik sehingga tidak boleh ada dua deklarasi variabel yang sama dalam prosedur.

4. Tidak mengandung perintah eksekusi yang dikenal oleh *Visual Basic 6.0*. Dalam situasi tertentu, ada kalanya kita melakukan konversi variabel dengan tipe data tertentu ke tipe data lain. Dalam mempermudah mengonversi tipe data tersebut dapat menggunakan fungsi konfersi yang ada dalam pustaka *visual basic*. Beberapa fungsi pustaka *visual basic* adalah:

Tabel 2.1. Fungsi Pustaka *Visual Basic*.

Fungsi	Hasil Konversi
CBool	Boolean
CByte	Byte
CChar	Char
CDate	Date
Cdbl	Double
CInt	Integer
CLng	Long
CObj	Object
CShort	Short
CSng	Single
CStr	String

2.4.2 Tipe Data

Tipe data adalah jenis nilai yang tersimpan dalam variabel, bisa berupa huruf, angka, ataupun tanggal. Tipe data diperlukan agar *visual basic* dapat langsung mengenal jenis data yang tersimpan dalam variabel. Beberapa jenis tipe

data yang didukung oleh *visual basic 6.0*, berikut jangkauan nilai yang didukungnya Tabel 2.2.

Tabel 2.2. Nilai dari Tipe Data.

Tipe Data	Range
<i>Boolean</i>	Hanya dapat diisi dengan TRUE (benar) atau FALSE (salah)
<i>Byte</i>	0 – 255
<i>Char</i>	0 – 65535
<i>Date</i>	Merupakan nilai sebuah tanggal dan waktu 1 januari 0001 – 31 desember 9999, contoh: <i>Dim Tgl as Date</i> <i>Tgl = #9/16/2008 19:20:20#</i>
<i>Decimal</i>	0 - +/- 79.228.162.514.264.337.593.543.950. 335 (tanpa bilangan decimal di belakang koma) atau 0 - +/- 7,9228162514.264337593543950 335 (dengan bilangan decimal di belakang koma), contoh: <i>Dim Nilai as Decimal</i> <i>Nilai = 100,5</i>
<i>Double</i>	-1,79769313486231570E+308 - 1,7976931348 6231570E+308.
<i>Integer</i>	-2.147.483.648 - 2.147.483.648.
<i>Long</i>	-9.223.372.036.854.775.808 - 9.223.372.036.854.775.807
<i>Sbyte</i>	-128 – 127.
<i>Short</i>	-32.768 - 32.767.

<i>Single</i>	-3,4028235E+38 - -1,401298E-45 (untuk bilangan negatif) 1,401298E-45 - 3,4028235E+38 (untuk bilangan positif).
<i>String</i>	0 – 2 milyar karakter.
<i>Object</i>	Tipe data umum (sama seperti varian) yang dapat menampung berbagai tipe data lainnya.

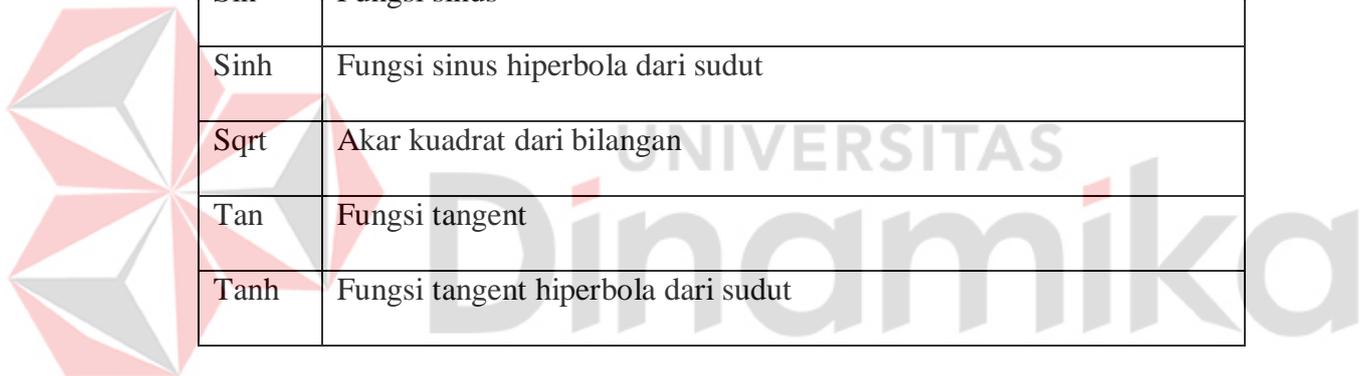
2.4.3 Operator Matematika

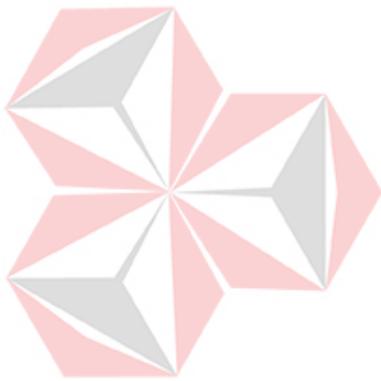
Visual Basic 6.0 telah merangkum fungsi matematika secara lengkap dalam *class* khusus, yaitu *class Math*. Di dalam *class Math* dapat ditemukan banyak fungsi matematika yang berguna, misalnya, fungsi trigonometri, logaritma, dan lain-lain. Beberapa fungsi pada *class Math* dapat dilihat pada Tabel 2.3.

Tabel 2.3. Fungsi pada *Class Math*.

E	Bilangan natural atau $e = 2,7182818284590452354$
PI	Konstanta diameter lingkaran yaitu $\phi = 3,14159265358979323846$
Abs	Fungsi absolut dari bilangan
Acoc	Fungsi sudut dari cosinus bilangan
Asin	Fungsi sudut dari sinus bilangan
Atan	Fungsi sudut dari tangent bilangan
Atan2	Fungsi sudut dari tangen yang ditetapkan dari 2 bilangan spesifik
Ceiling	Fungsi mencari bilangan terkecil dari angka yang lebih besar atau sama dengan angka yang ditentukan
Cos	Fungsi cosines
Cosh	Fungsi cosinus hiperbola dari suatu sudut

Exp	Fungsi eksponensial
Floor	Fungsi mencari bilangan terbesar dari angka yang lebih besar atau sama dengan angka yang ditentukan
Log	Fungsi log
Log10	Fungsi log10
Max	Mencari nilai maksimum atau terbesar
Min	Mencari nilai minimum atau terkecil
Round	Fungsi pembulatan
Sign	Mencari tanda dari bilangan
Sin	Fungsi sinus
Sinh	Fungsi sinus hiperbola dari sudut
Sqrt	Akar kuadrat dari bilangan
Tan	Fungsi tangen
Tanh	Fungsi tangen hiperbola dari sudut





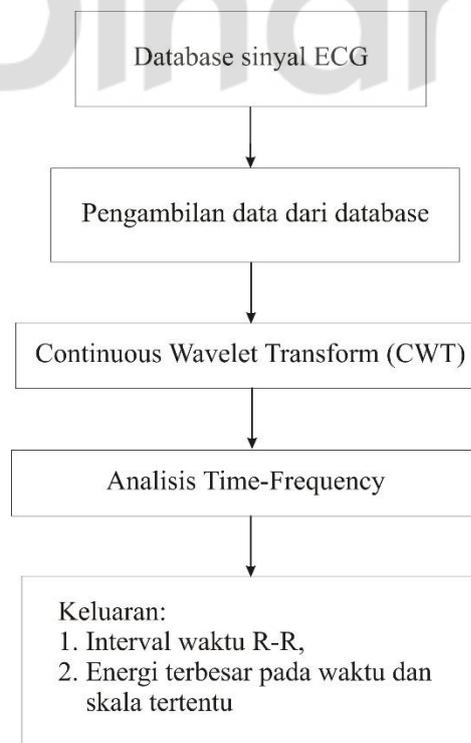
UNIVERSITAS
Dinamika

BAB III

METODE PENELITIAN DAN PERANCANGAN SISTEM

3.1 Metode Penelitian

Metode penelitian yang digunakan meliputi studi kepustakaan dan penelitian laboratorium. Studi kepustakaan dilakukan untuk mencari teori atau informasi dari buku, jurnal, dan artikel-artikel yang berkaitan dengan permasalahan. Antara lain, *visual basic 6.0*, penampilan grafis, pemecahan rumus *wavelet* dalam program *visual basic*, pengambilan data secara *offline*, pengolahan *continuous wavelet transform* untuk menentukan energi maksimal pada waktu dan skala tertentu, selang waktu dari titik R ke titik R. Dari informasi studi kepustakaan yang diperoleh maka dilakukan penelitian laboratorium, yaitu perancangan perangkat lunak seperti pada Gambar 3.1.

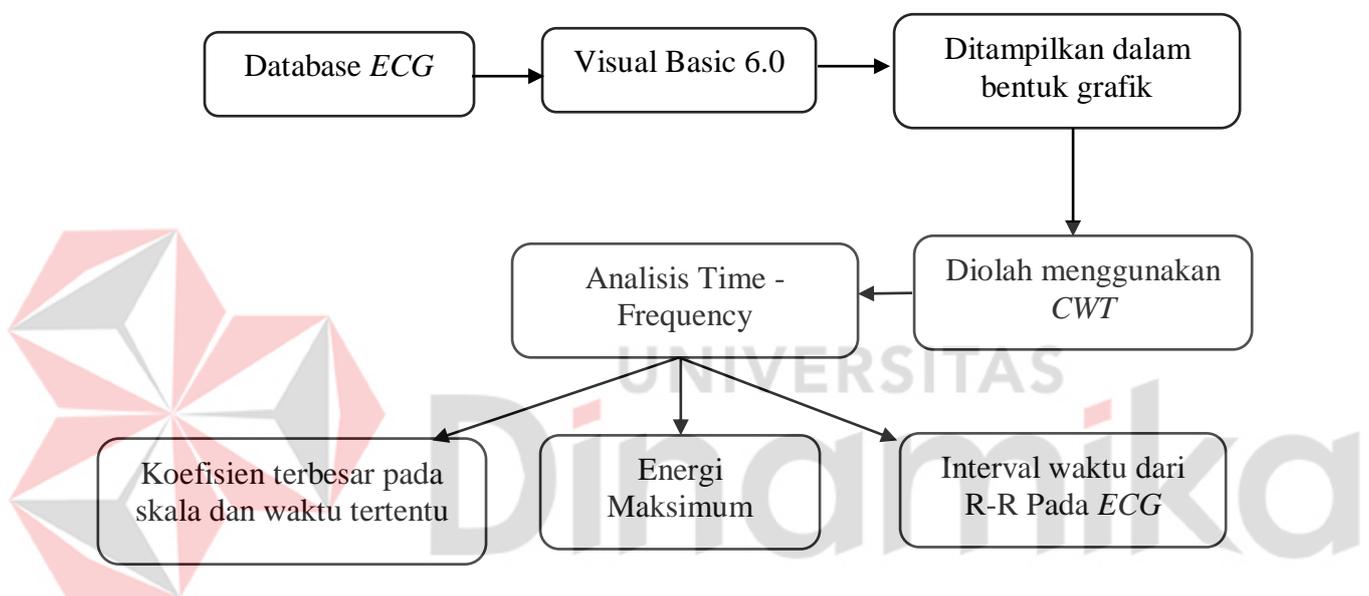


Gambar 3.1. Blok Diagram Sistem Keseluruhan.

Dari blog diagram diatas dijelaskan bahwa data sinyal *ECG* didapat dari *database* hasil penelitian Eko Agus Suprayitno pada tahun 2013. Data dari penelitian tersebut berupa *time* dan *amplitudo* dari sinyal *ECG*.

3.2 Model Perancangan

Pada perancangan ini penulis menggambarkan perancangan sistemnya seperti pada gambar dibawah ini :

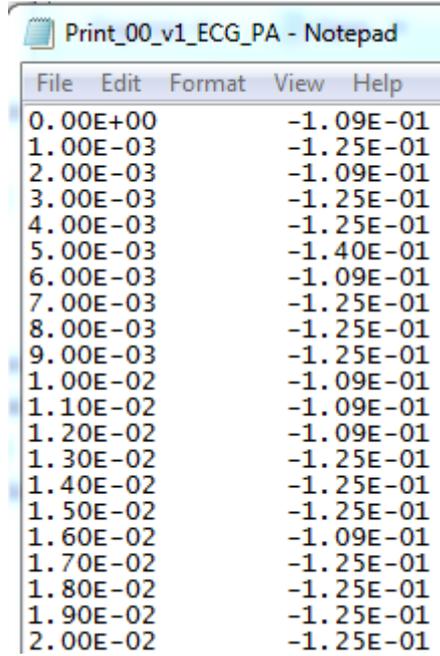


Gambar 3.2. Gambar Perancangan Sistem

Berikut dibawah ini penjelasan dari gambar 3.2:

a. Database *ECG*

Pada bagian ini data yang akan diolah sudah tersedia dalam file berekstensi txt. Didalam file txt ini terdapat dua kolom data, data yang pertama adalah data *time* (s) dan yang kedua adalah data amplitudo (mV). Gambar 3.3 dibawah merupakan tampilan database sinyal *ECG* yang berekstensi txt. Setiap file data *ECG* berjumlah 2000 data dan durasi pengambilan data selama 2 detik.

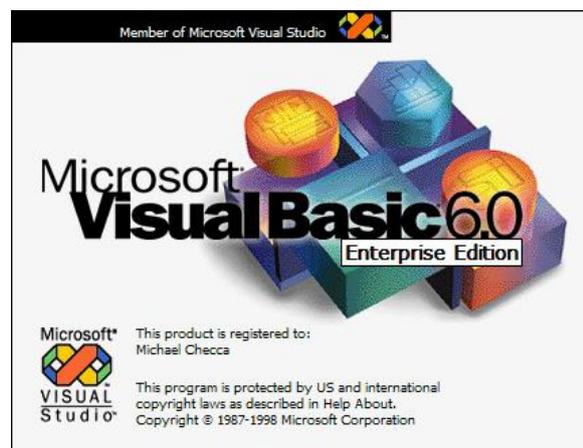


File	Edit	Format	View	Help
0.00E+00				-1.09E-01
1.00E-03				-1.25E-01
2.00E-03				-1.09E-01
3.00E-03				-1.25E-01
4.00E-03				-1.25E-01
5.00E-03				-1.40E-01
6.00E-03				-1.09E-01
7.00E-03				-1.25E-01
8.00E-03				-1.25E-01
9.00E-03				-1.25E-01
1.00E-02				-1.09E-01
1.10E-02				-1.09E-01
1.20E-02				-1.09E-01
1.30E-02				-1.25E-01
1.40E-02				-1.25E-01
1.50E-02				-1.25E-01
1.60E-02				-1.09E-01
1.70E-02				-1.25E-01
1.80E-02				-1.25E-01
1.90E-02				-1.25E-01
2.00E-02				-1.25E-01

Gambar 3.3. Gambar database sinyal ECG

b. Visual Basic 6.0

Aplikasi visual basic 6.0 difungsikan untuk mengolah data dari database serta menampilkan data menjadi bentuk chart sehingga analisis data dapat menjadi lebih mudah. Pada program visual basic dapat ditambahkan fitur chart (grafik), penambahan ini difungsikan untuk memudahkan pengguna untuk menampilkan data dalam bentuk grafik.



Gambar 3.4 Microsoft Visual Basic 6.0

c. Penampilan Grafik

Penampilan grafik berfungsi untuk memudahkan pengguna untuk menganalisa data yang ada dalam bentuk grafik. Berikut ini cara untuk menampilkan program dalam bentuk grafik:

```
CD1.ShowOpen
```

```
Nama = CD1.FileName
```

```
Open Nama For Input As #1
```

```
a = 0
```

```
Do While Not EOF(1)
```

```
Line Input #1, Nama
```

```
n = n + 1
```

```
data1_1 = Left(Nama, 8)
```

```
data1_2 = Right(Nama, 9)
```

```
data1(a) = data1_1
```

```
data2(a) = data1_2
```

```
List3.AddItem CDbl(data1(a))
```

```
List4.AddItem CDbl(data2(a))
```

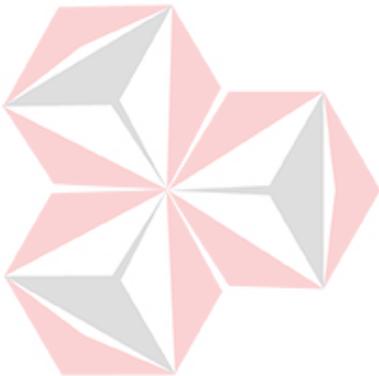
```
Call TChart1.Series(0).AddXY(CDbl(data1_1), CDbl(data1_2),  
"", clTeeColor)
```

```
Text1.Text = n
```

```
a = a + 1
```

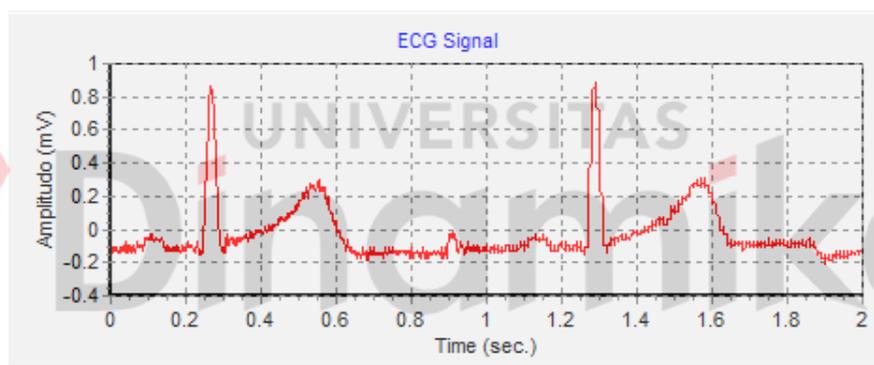
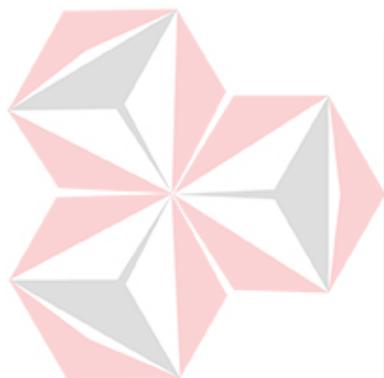
```
Loop
```

```
Close #1
```



Pada potongan program diatas `CD1.ShowOpen` berfungsi untuk membuka file yang berisi data sinyal *ECG* yang berekstensi `txt`. Setelah data dibuka maka data dipecah menjadi 2 yaitu *time* (s) dan *aplitudo* (mV). Masing – masing berada pada fariable `data1` (s) dan `data2` (mV). Selanjutnya Call `TChart1.Series(0). AddXY(CDbl(data1_1), CDbl(data1_2), "", cITeeColor)` berfungsi untuk menampilkan pada grafik.

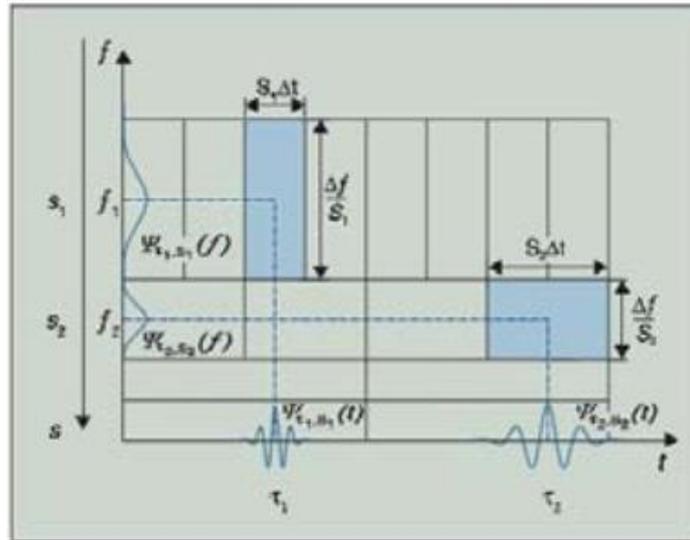
Penampilan grafik pada sesi terakhir pengolahan data akan menjadikan data yang didapat dari database akan lebih mudah untuk diamati dibandingkan data yang masih tersimpan di file `txt`. Gambar 3.5 dibawah ini merupakan data dari database yang telah ditampilkan pada grafik.



Gambar 3.5 Data Sinyal *ECG* dalam Grafik.

d. Pengolahan *Continuous Wavelet Transform*

Continuous Wavelet Transform (CWT) merupakan proses konvolusi sinyal $x(t)$ dengan sebuah fungsi window, fungsi window dapat berubah disetiap waktu dan skala yang berubah-ubah.



Sumber: (suprayitno, 2012)

Gambar 3.6 Resolusi Waktu dan Frekuensi CWT

Fungsi window merupakan mother wavelet yang menjadi fungsi dasar dari wavelet. Secara matematis CWT dari suatu signal $x(t)$ dapat di selesaikan dengan persamaan (1) berikut.

$$CWT_x^\psi(\tau,s) = \Psi_x^\psi(\tau,s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \dots\dots\dots(3.1)$$

dimana s menunjukkan skala dengan nilainya berbanding terbalik dengan frekuensi, τ adalah time shift yang menunjukkan pergeseran atau translasi mother wavelet dan $\psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right)$ menunjukkan mother wavelet. *Mother wavelet* menggunakan *morlet*. Morlet sendiri merupakan fungsi dari *gaussian* yang termodulasi oleh eksponensial kompleks (Suprayitno 2012), fungsi *mother wavelet morlet* ditunjukkan dalam persamaan (2) berikut, dengan nilai $\omega_0 = 2\pi f_0$ dan $f_0=0,849$

$$\psi^*(t) = \pi^{-1/4} . e^{-j\omega_0 t} . e^{-t^2/2} \dots\dots\dots(3.2)$$

dengan $e^{-j\omega_0 t}$ dipecah menjadi rumus diskrit sama dengan $(\cos \omega_0 t - j \sin \omega_0 t)$ dan t merupakan $\left(\frac{t-\tau}{s}\right)$

untuk mengubah parameter skala menjadi frekuensi, maka digunakan persamaan (3) sebagai berikut:

$$f = \frac{f_c}{s \Delta} \dots \dots \dots (3.3)$$

dimana f_c merupakan *center frequency* pada setiap skala s , nilai $f_c = f_0 = 0.849$ yang merupakan koefisien dari *morlet* dan Δ adalah *sampling periode*.

Pada pengolahan *Continuous Wavelet Transform* data akan dihitung konvolusi sinyal EKG dengan mother wavelet pada setiap waktu dengan setiap skala yang diinginkan. Pada Transformasi Wavelet Kontinu, skala berhubungan dengan frekuensi. Skala tinggi berkaitan dengan frekuensi rendah yang memberikan informasi global dari sinyal, sedangkan skala rendah berkaitan dengan frekuensi tinggi yang berhubungan dengan informasi detail sinyal.

e. Analisis *Time – Frequency*

Pada analisis *Time – Frequency* disini akan menghasilkan beberapa output diantaranya:

1. Energi maksimum dan frekuensi pada energi maksimum

Untuk menentukan energi maksimum dan frekuensi pada energi maksimum pada sinyal *ECG*, data sinyal *ECG* akan diolah menggunakan *CWT* dari hasil pengolahan tersebut akan dilakukan pemilihan nilai koefisien terbesar. Nilai terbesar dari perhitungan tersebut merupakan energi maksimum dan *frequency* pada energi maksimum akan terketahui.

2. Interval waktu R - R

Untuk menentukan interval waktu dari titik R ke R berikutnya dengan menggunakan parameter dari amplitudo tertinggi dari setiap siklus *ECG*. Setelah mengetahui amplitudo tertinggi, maka *time* pada saat kondisi amplitudo tertinggi pada siklus *ECG* saat ini akan dikurangi dengan *time* pada saat kondisi amplitudo tertinggi pada siklus *ECG* sebelumnya.

3.3 Alat Penelitian

Alat dan bahan yang akan digunakan dalam penelitian ini terdiri dari beberapa alat pendukung untuk pembuatan dan pengujian program. Alat dan bahan yang akan digunakan sebagai berikut.

3.3.1 Alat Penelitian

Alat yang digunakan untuk menyelesaikan penelitian ini adalah *Personal Computer* (PC) / *Laptop*. Alat tersebut bertujuan untuk membuat simulasi 2 dimensi dengan menggunakan program *visual basic 6.0*.

3.3.2 Bahan Penelitian

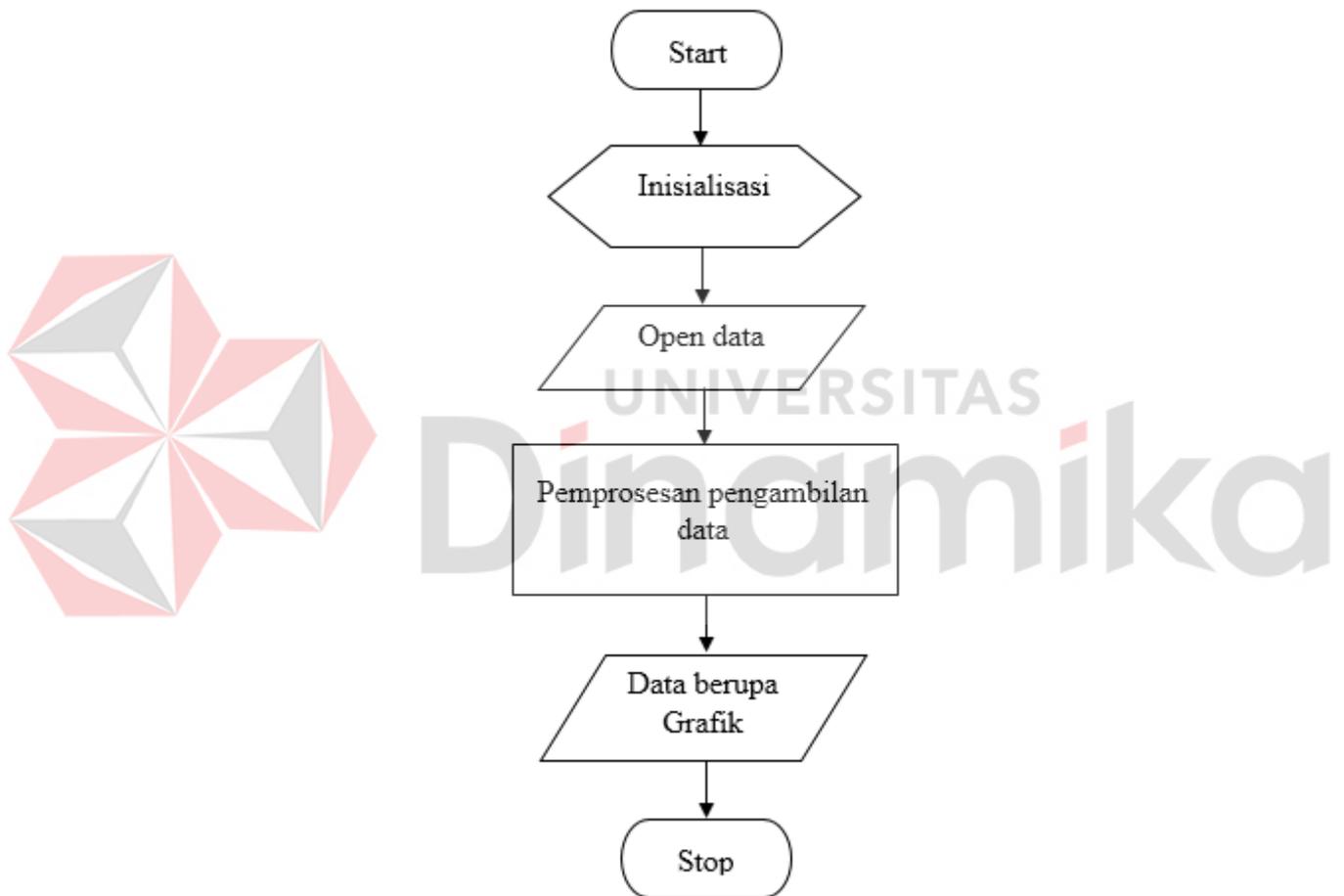
Bahan yang akan diteliti oleh penulis dalam penelitian kali ini meliputi beberapa aspek sebagai berikut.

1. Pengambilan data menggunakan *software visual basic 6.0*.
2. Database sampel terdiri dari 15 macam sinyal *ECG* normal.

3.4 Perancangan Perangkat Lunak

Dari perancangan sistem diatas membutuhkan perancangan perngakat lunak (*Software*) untuk menjalankan sistem analisis dengan benar. Beberapa algoritma yang digunakan untuk menganalisis sinyal *ECG* berupa mengambil data dari database, menentukan energi maksimum, menentukan frekuensi pada energi maksimum, Interval waktu dari R-R.

3.4.1 Algoritma pengambilan data sinyal *ECG*

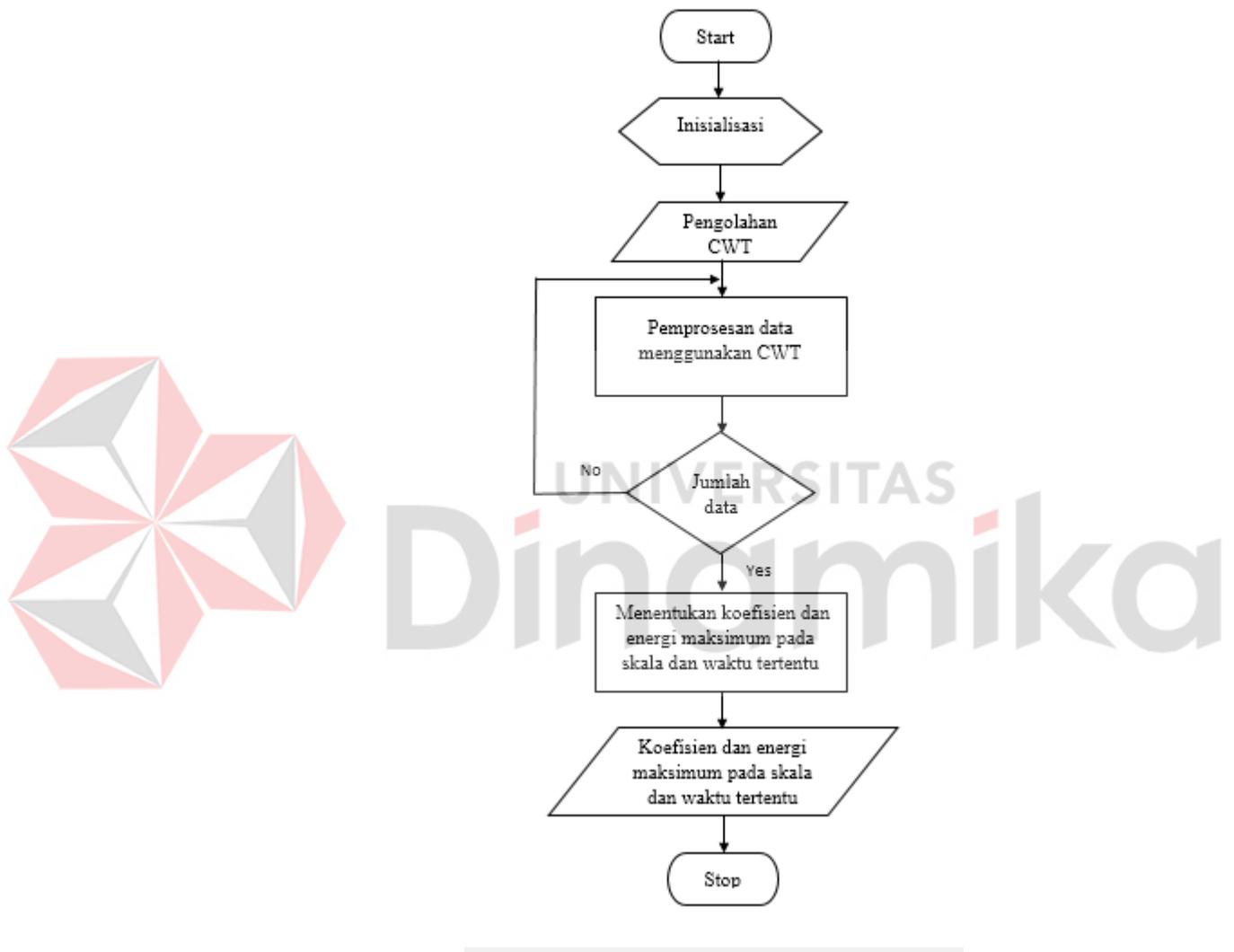


Gambar 3.7 Flowchart Pengambilan Data

Pada gambar Gambar 3.7 merupakan Flowchart cara pengambilan data sinyal *ECG* dari database. Pertama inisialisasi variable yang akan digunakan untuk mengambil data. *Open* data yaitu melakukan penekanan tombol untuk membuka file. Setelah itu data akan diproses pemecahan untuk menentukan

time(s) dan Amplitudo (mV). Data yang telah terpecah kemudian data tersebut akan ditampilkan dalam bentuk grafik.

3.4.2 Algoritma energi maksimum dan frekuensi pada energi maksimum

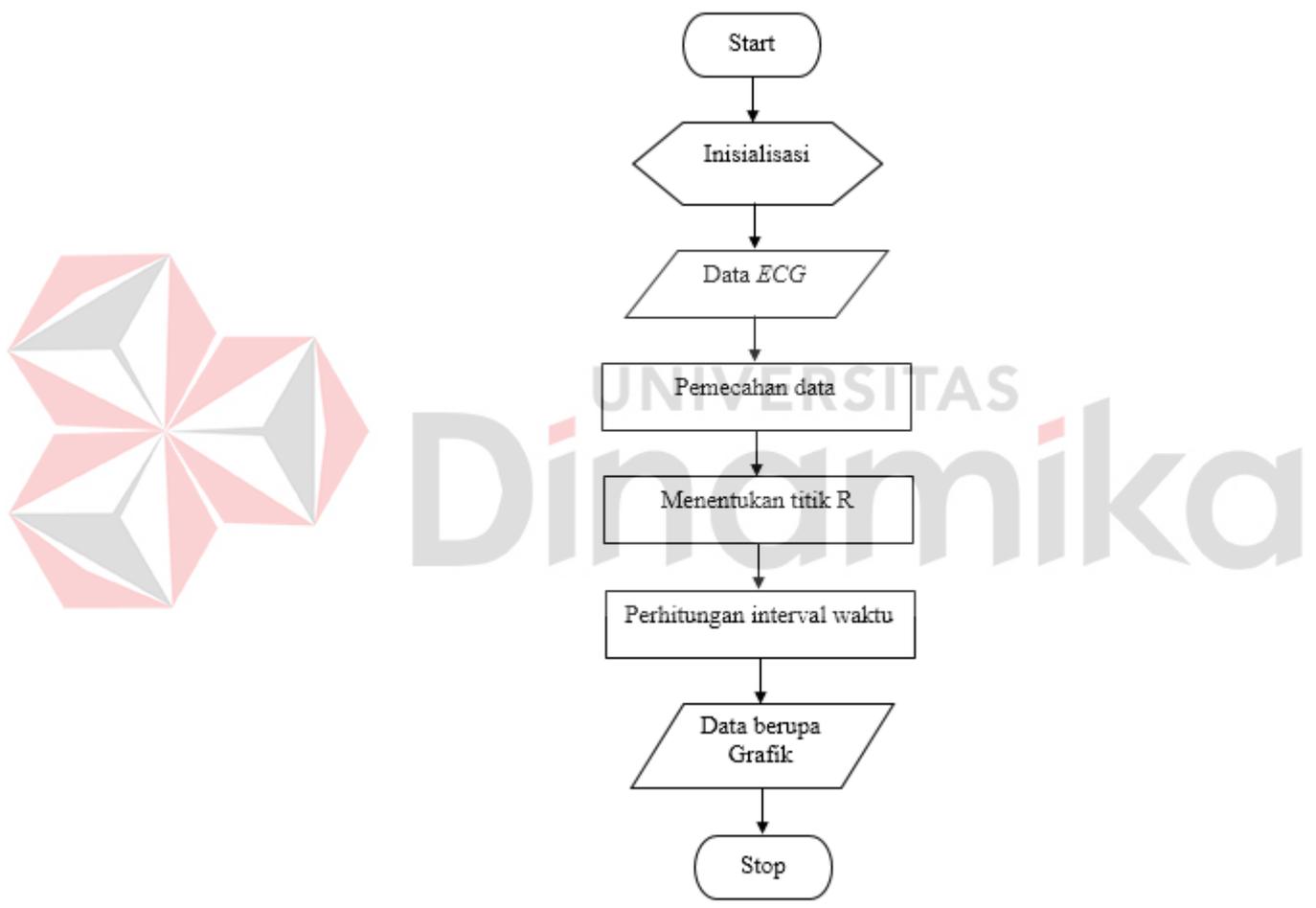


Gambar 3.8 Flowchart Menentukan Energi pada Skala dan Waktu.

Gambar 3.8 diatas yaitu *flowchart* dari Menentukan Energi pada skala dan waktu tertentu. Pertama inisialisasi variable yang akan digunakan untuk mengolah data. Pengolahan *CWT* merupakan penekanan tombol pada tampilan.

Kemudian data sinyal *ECG* akan diolah menggunakan *CWT* selama banyak jumlah data. Dalam penelitian ini menggunakan data sejumlah 1000 data terdiri dari *time* (s) dan Amplitudo (mV). Setelah pengolahan tersebut selesai, kemudian akan dilakukan menentukan Menentukan energi pada skala dan waktu.

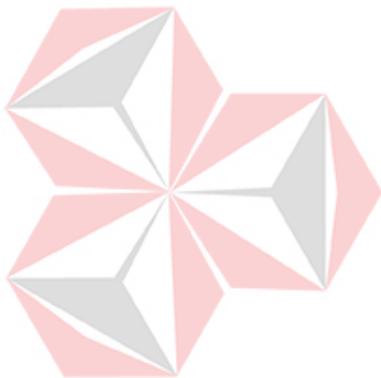
3.4.3 Algoritma menentukan Interval waktu R-R



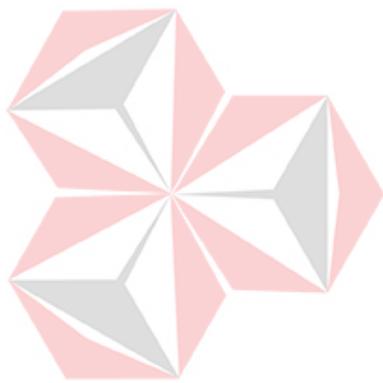
Gambar 3.9 *Flowchart* Interval Waktu R-R

Pada gambar 3.9 *flowchart* diatas adalah cara menentukan interval waktu R-R pada sinyal *ECG*. Pertama inisialisasi variable yang akan digunakan. Setelah itu menyiapkan data *ECG* yang akan digunakan. Data sinyal *ECG* berupa *time* (s)

dan Amplitudo (mV), dimana jumlah masing-masing ada 2000 data. Data *time* dan amplitudo akan dipecah menjadi 2 bagian, yang berguna untuk mengetahui siklus pertama dan kedua. Kemudian dari siklus tersebut akan disortir untuk menentukan amplitudo maksimum. Titik R yaitu amplitudo tertinggi dari satu siklus *ECG*. Setelah mendapatkan titik R dari tiap siklus tersebut, *time* R tertinggi pada siklus kedua dikurangi *time* R tertinggi pada siklus pertama. Hasil pengurangan tersebut yaitu Interval waktu R-R sinyal *ECG*.



UNIVERSITAS
Dinamika



UNIVERSITAS
Dinamika

BAB IV

PENGUJIAN DAN EVALUASI SISTEM

4.1. Pengujian Perangkat Lunak

Dalam mengetahui simulasi ini dapat berjalan atau tidak maka diperlukan tahap pengujian. Alat dan bahan yang digunakan sebelum pengujian:

1. *Software Visual Basic 6.0.*
2. *Personal Computer (PC).*

4.1.1. Pengujian Pengambilan File

A. Tujuan

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui apakah program sudah dapat membuka file yang berekstensi txt serta isi file akan ditampilkan dalam bentuk grafik.

B. Prosedur Pengujian

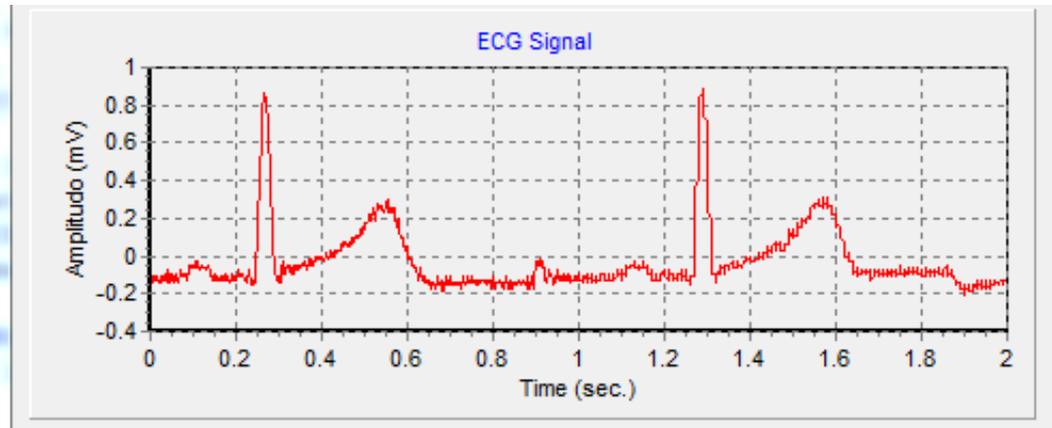
1. *RUN* program (*user/manual*).
2. Arahkan kursor pada tombol *open file* (*user/manual*).
3. Kemudian tekan tombol *open file* (*user/manual*).
4. Setelah *push button open file* dilakukan cari folder yang menyimpan *file database* sinyal *ECG*.
5. Pilih file dan tekan open.

C. Hasil Pengujian

Sesuai dengan langkah pengujian yang dilakukan dan dilakukan pengujian sebanyak 16 kali. Data dari file txt import dalam visual basic dan

divisualisasi dalam bentuk grafik, agar dapat melihat data sinyal *ECG* secara mudah. Berikut ini hasil dari pengujian hasil pengambilan file:

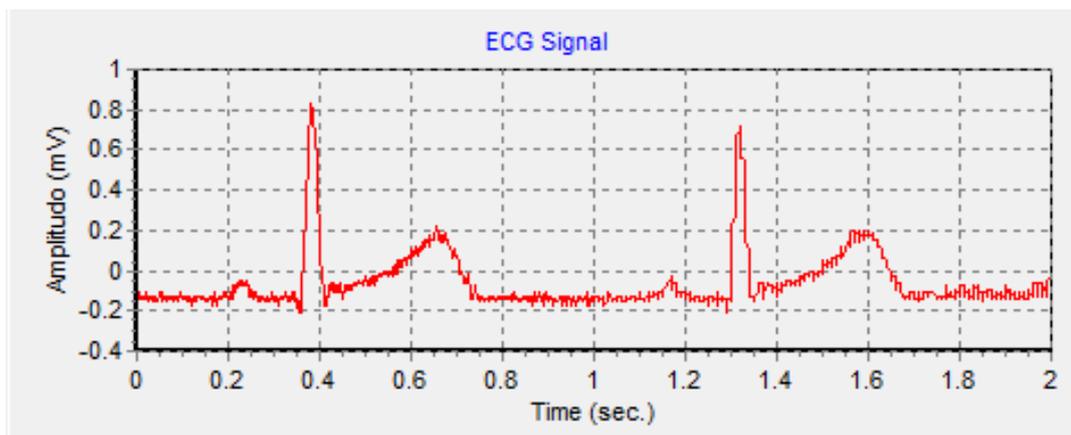
1. Pengujian data 1



Gambar 4.1. Tampilan Hasil Open File Data 1

Gambar 4.1 adalah hasil dari pengambilan data dari data 1 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

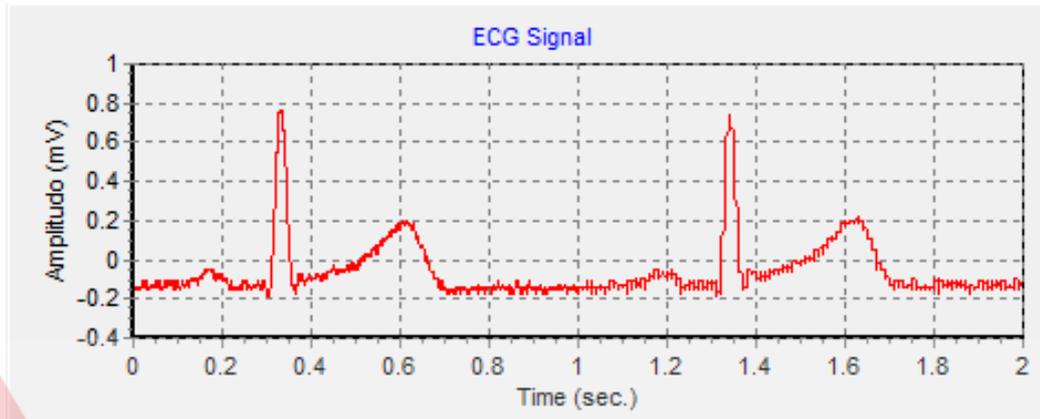
2. Pengujian data 2



Gambar 4.2. Tampilan Hasil Open File Data 2

Gambar 4.2 adalah hasil dari pengambilan data dari data 2 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

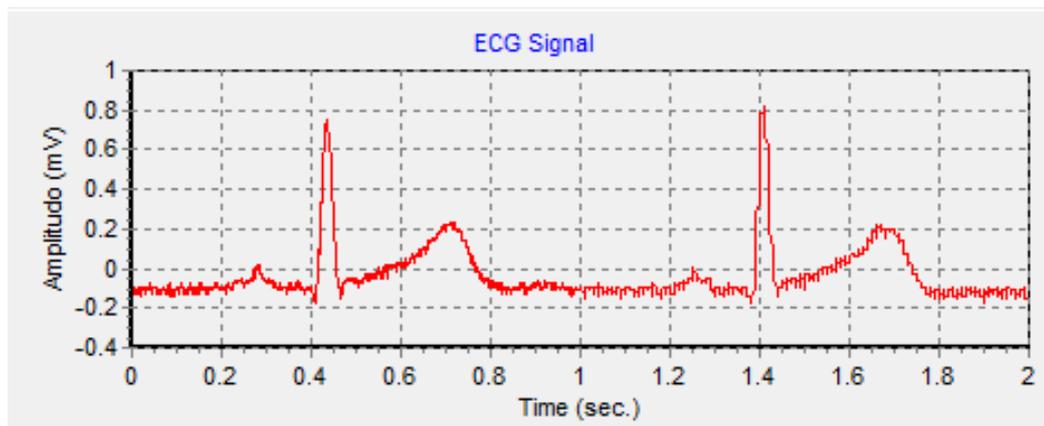
3. Pengujian data 3



Gambar 4.3 Tampilan Hasil Open File Data 3

Gambar 4.3 adalah hasil dari pengambilan data dari data 3 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

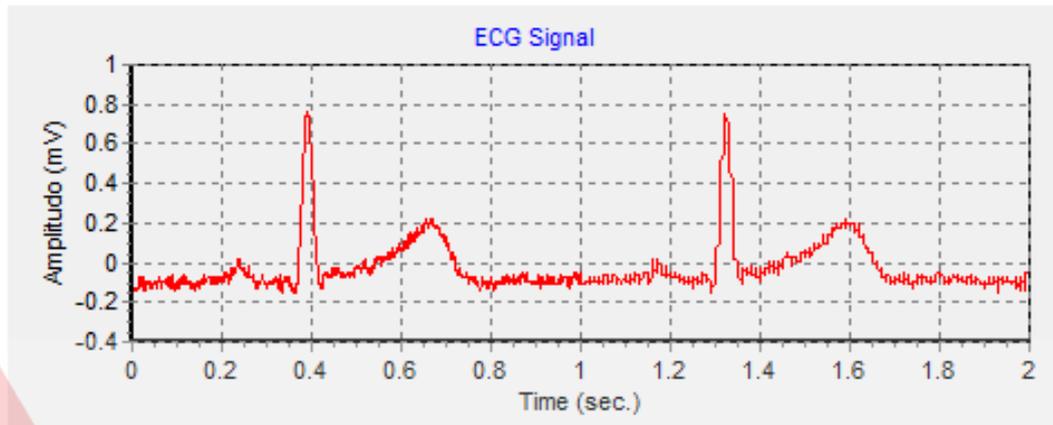
4. Pengujian data 4



Gambar 4.4 Tampilan Hasil Open File Data 4

Gambar 4.4 adalah hasil dari pengambilan data dari data 4 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

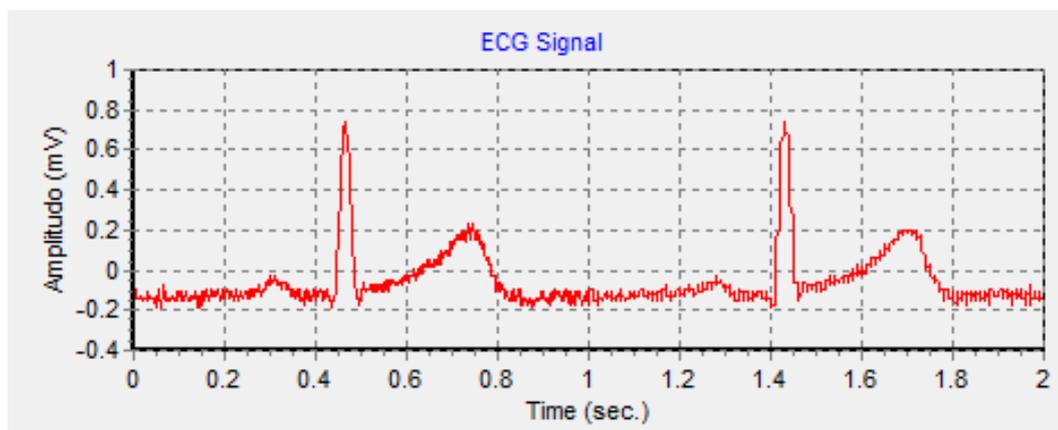
5. Pengujian data 5



Gambar 4.5 Tampilan Hasil Open File Data 5

Gambar 4.5 adalah hasil dari pengambilan data dari data 5 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

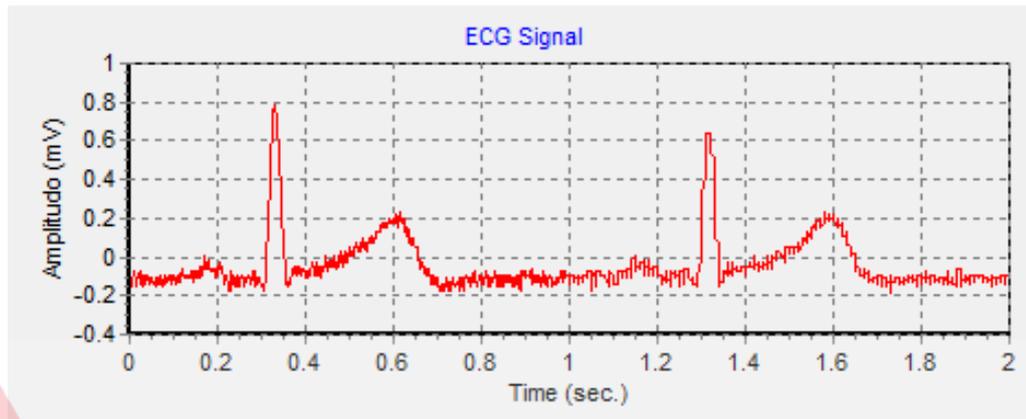
6. Pengujian data 6



Gambar 4.6 Tampilan Hasil Open File Data 6

Gambar 4.6 adalah hasil dari pengambilan data dari data 6 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

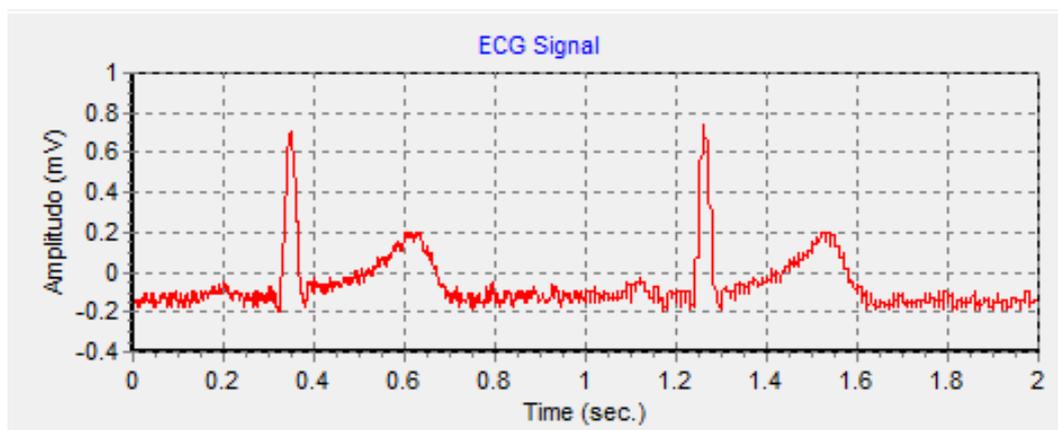
7. Pengujian data 7



Gambar 4.7 Tampilan Hasil Open File Data 7

Gambar 4.7 adalah hasil dari pengambilan data dari data 7 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

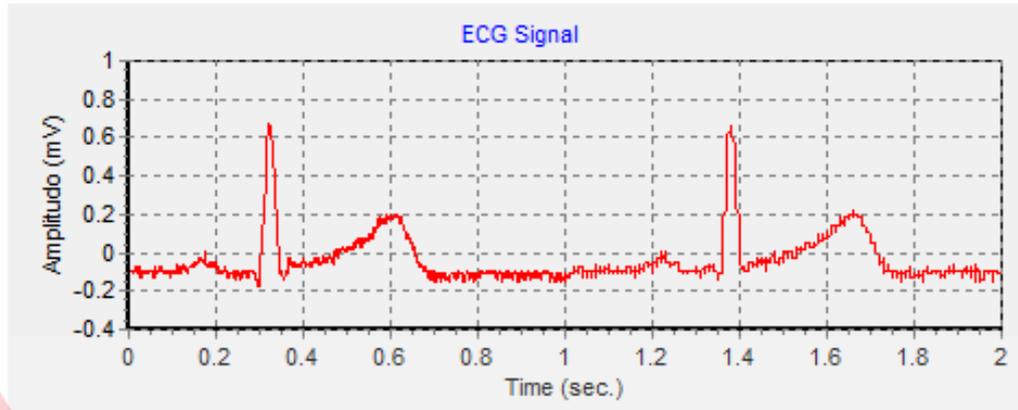
8. Pengujian data 8



Gambar 4.8 Tampilan Hasil Open File Data 8

Gambar 4.8 adalah hasil dari pengambilan data dari data 8 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

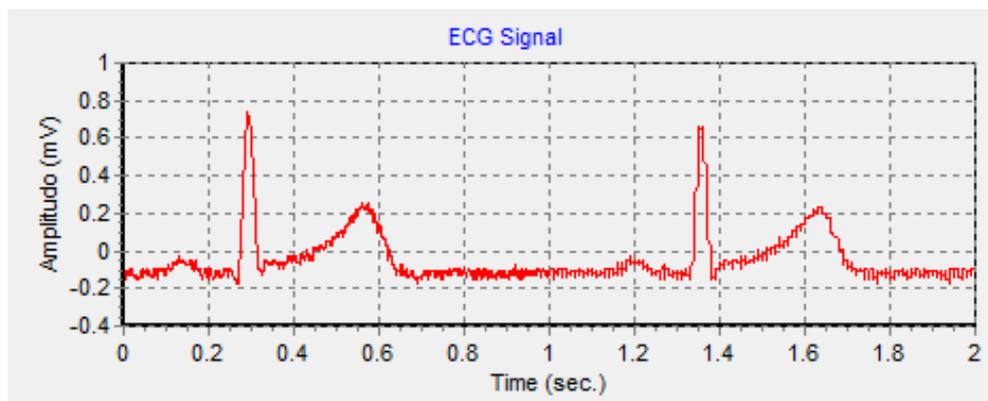
9. Pengujian data 9



Gambar 4.9 Tampilan Hasil Open File Data 9

Gambar 4.9 adalah hasil dari pengambilan data dari data 9 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

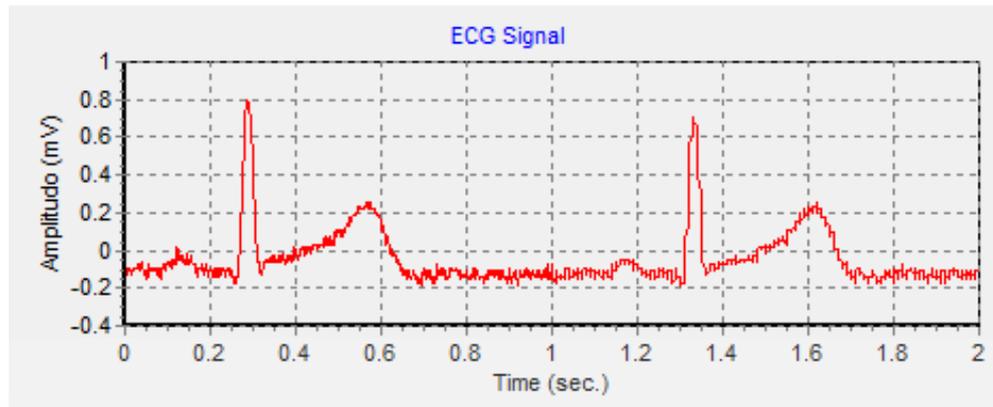
10. Pengujian data 10



Gambar 4.10 Tampilan Hasil Open File Data 10

Gambar 4.10 adalah hasil dari pengambilan data dari data 10 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

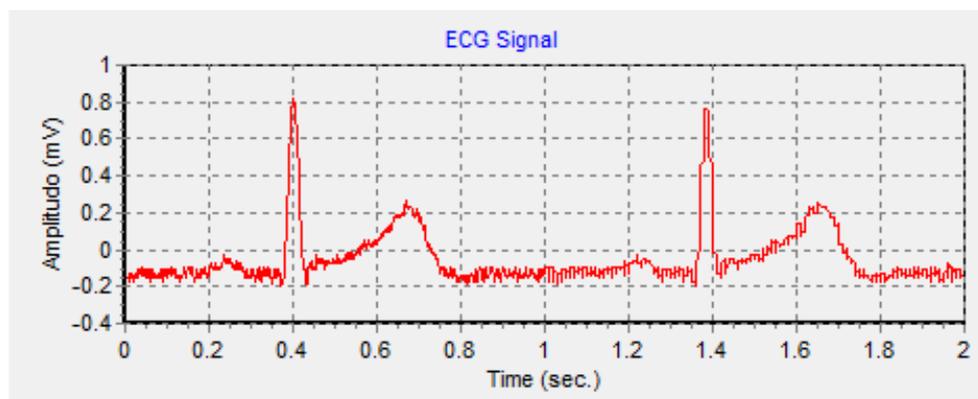
11. Pengujian data 11



Gambar 4.11 Tampilan Hasil Open File Data 11

Gambar 4.11 adalah hasil dari pengambilan data dari data 11 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

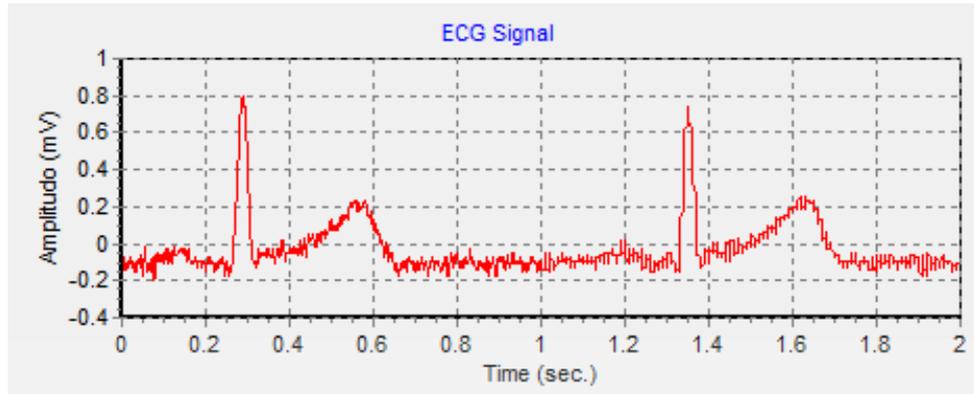
12. Pengujian data 12



Gambar 4.12 Tampilan Hasil Open File Data 12

Gambar 4.12 adalah hasil dari pengambilan data dari data 12 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

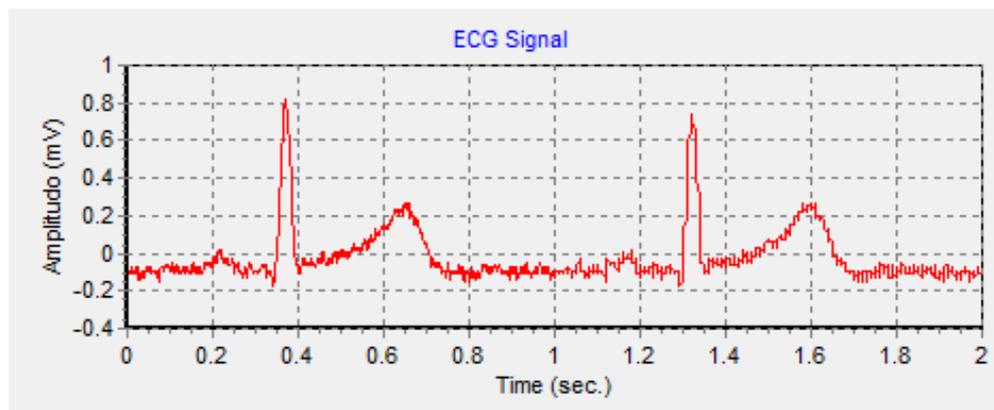
13. Pengujian data 13



Gambar 4.13 Tampilan Hasil Open File Data 13

Gambar 4.13 adalah hasil dari pengambilan data dari data 13 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

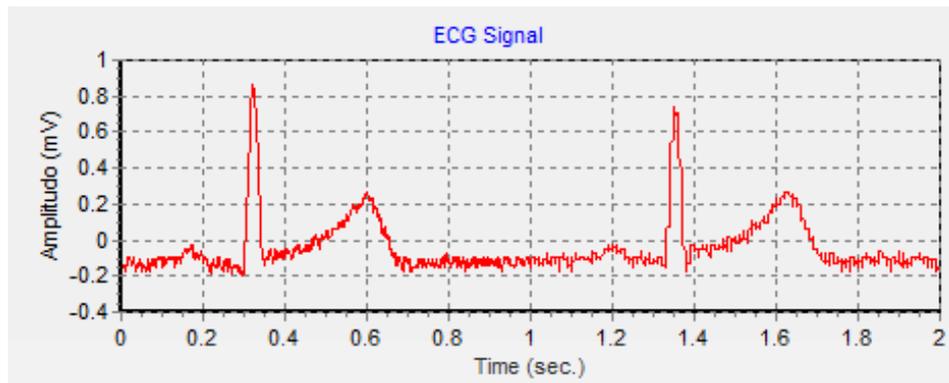
14. Pengujian data 14



Gambar 4.14 Tampilan Hasil Open File Data 14

Gambar 4.14 adalah hasil dari pengambilan data dari data 14 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

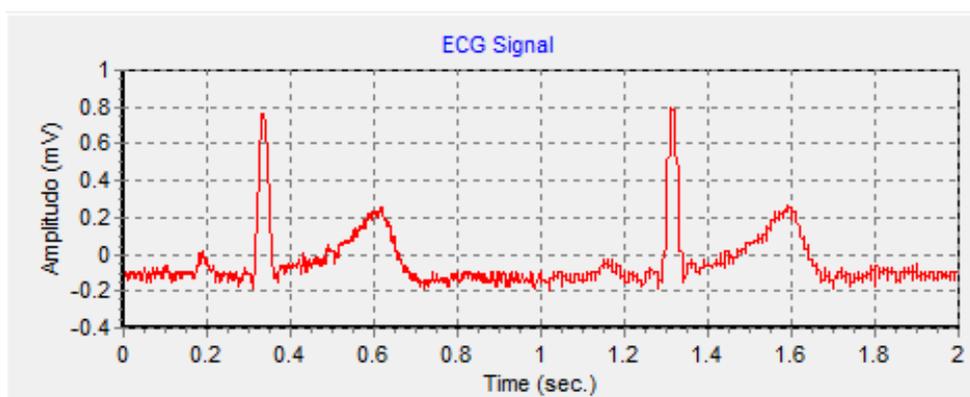
15. Pengujian data 15



Gambar 4.15 Tampilan Hasil Open File Data 15

Gambar 4.15 adalah hasil dari pengambilan data dari data 15 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

16. Pengujian data 16



Gambar 4.16 Tampilan Hasil Open File Data 16

Gambar 4.16 adalah hasil dari pengambilan data dari data 16 yang berekstensi txt dan telah divisualisasi menjadi grafik. Pada grafik tersebut data berjumlah 2000 amplitudo dengan waktu 2 detik.

Logika untuk mencapai hasil dari *file* yang telah dibuka dalam database dengan cara memisahkan data menjadi 2 bagian yang perada pada file txt. Bagian yang pertama (kolom pertama) adalah *time* (sec.) dan yang kedua (kolom kedua) amplitudo (mV). Gambar 4.2 dan Tabel 4.3 merupakan data yang belum terpecah dan yang sudah terpecah.

0.00E+00	-1.09E-01
1.00E-03	-1.25E-01
2.00E-03	-1.09E-01
3.00E-03	-1.25E-01
4.00E-03	-1.25E-01
5.00E-03	-1.40E-01
6.00E-03	-1.09E-01
7.00E-03	-1.25E-01
8.00E-03	-1.25E-01
9.00E-03	-1.25E-01

Gambar 4.17 Data yang Belum Terpecah

Logika penjabaran dari pemecahan data *ECG* yang ada pada file txt. Agar dapat mengakses lokasi file *ECG* menggunakan perintah `CD1.ShowOpen`.

`CD1.ShowOpen` berfungsi untuk mengimport data sinyal *ECG*. Data *ECG* yang berada pada notepad akan dipisah menjadi 2 bagian. `Data1_1 = Left (Nama, 8)` berfungsi untuk mengambil 8 nilai dari kiri yang berada pada file, `Data1_1` merupakan nama variable yang untuk menyimpan data time dari sinyal *ECG*. `Data1_2 = Right (Nama, 9)` berfungsi untuk mengambil 9 nilai dari kanan yang berada pada file, `Data1_2` merupakan nama variable yang untuk menyimpan data amplitudo dari sinyal *ECG*. Setelah data terpecah, maka data tersebut akan ditampilkan menggunakan grafik. hasil pemecahan data ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 Data yang Telah Dipecah

Time	Amplitudo
0	-0.109
0.001	-0.125
0.002	-0.109
0.003	-0.125
0.004	-0.125
0.005	-0.14
0.006	-0.109
0.007	-0.125
0.008	-0.125
0.009	-0.125

Call `TChart1.Series(0).AddXY(CDbl(data1_1), CDbl(data1_2), "", cITeeColor)` berfungsi untuk memanggil `tchart1` yang berada pada form dan menampilkan data yang berupa angka menjadi sebuah koordinat. Koordinat tersebut didapatkan dari data yang telah dipecah menjadi 2 bagian, data tersebut akan digunakan untuk membentuk koordinat titik x (time) dan y (amplitudo). Titik tersebut akan membentuk grafik.

4.1.2. Pengujian Interval Waktu titik R ke R

A. Tujuan

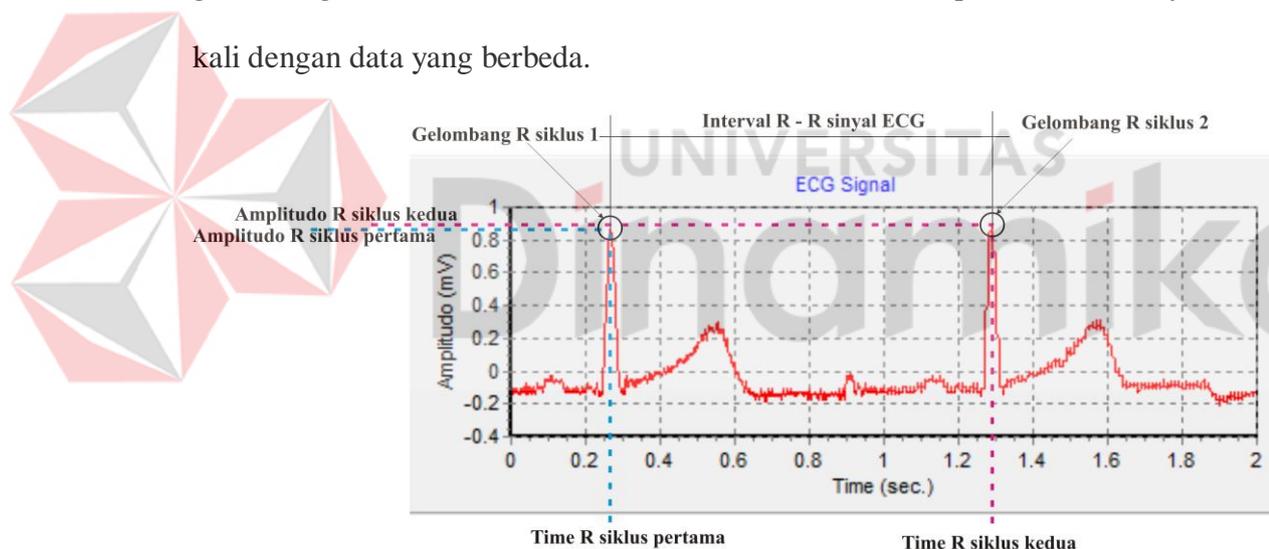
Pada pengujian interval waktu titik R ke R adalah pengujian yang dilakukan untuk mengetahui interval waktu dari titik R pada siklus *ECG* yang sekarang dengan siklus sebelumnya.

B. Prosedur Pengujian

1. *Run program (user/manual).*
2. Arahkan kursor pada tombol *Interval R-R (user/manual).*
3. Kemudian tekan tombol *Interval R-R (user/manual).*
4. Setelah *push button Interval R-R* ditekan maka program akan menghitung interval waktunya.

C. Hasil Pengujian

Sesuai dengan langkah pengujian yang diatas, berikut hasil pengujian yang diperoleh pada table 4.2. Gambar 4.3 menunjukkan cara penentuan posisi gelombang R. Menentukan interval waktu R-R melakukan percobaan sebanyak 16 kali dengan data yang berbeda.



Gambar 4.18 Penentuan Gelombang R Sinyal *ECG*

Untuk mengetahui gelombang R pada sinyal *ECG*, terlebih dahulu mencari nilai amplitudo maksimum. Setelah mendapatkan nilai amplitudo maksimum, waktu pada saat gelombang R kedua dikurangi dengan waktu pada saat gelombang R siklus pertama. Hasil pengurangan tersebut merupakan interval waktu R-R.

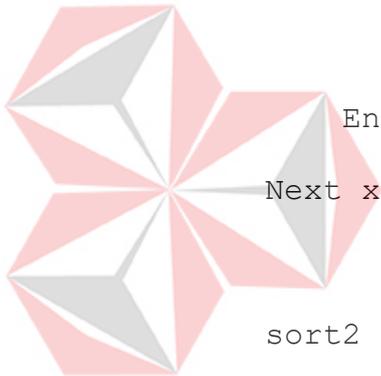
Pada data sinyal ECG terdapat 2 siklus, untuk mencari nilai gelombang R tiap siklus terlebih dahulu memisahkan data menjadi 2 bagian (siklus). Dari tiap bagian tersebut dibandingkan nilai amplitudo untuk mencari yang tertinggi. Dari nilai amplitudo yang tertinggi maka diketahui time pada tabel 4.2. Program dibawah ini merupakan algoritma untuk menentukan waktu pada saat gelombang R.

```

sort = 0
For x = 0 To 1000
    If sort < amplitudo(x) Then
        sort = amplitudo(x)
        sort_waktu = time(x)
    End If
Next x
sort2 = 0
For x = 1000 To 2000
    If sort2 < amplitudo2(x - 1000) Then
        sort2 = amplitudo2(x - 1000)
        sort_waktu2 = time2(x - 1000)
    End If
Next x

Text4.Text = CStr(sort_waktu2 - sort_waktu)
Text2.Text = sort_waktu
Text6.Text = sort_waktu2

```



Text7.Text = sort

Text8.Text = sort2

Tabel 4.2 Time R pada Siklus Sinyal *ECG*

Time R pada siklus sinyal <i>ECG</i>		
Nama Data	Siklus 1(s)	Siklus 2 (s)
Data 1	0.265	1.29
Data 2	0.381	1.32
Data 3	0.328	1.34
Data 4	0.434	1.41
Data 5	0.39	1.32
Data 6	0.463	1.43
Data 7	0.329	1.31
Data 8	0.348	1.26
Data 9	0.321	1.38
Data 10	0.29	1.35
Data 11	0.285	1.33
Data 12	0.4	1.38
Data 13	0.288	1.35
Data 14	0.369	1.32
Data 15	0.321	1.35
Data 16	0.332	1.31
Total	5.544	21.45
rata-rata	0.346	1.341

Pada tabel 4.2 menunjukkan hasil waktu dari gelombang R pada setiap sinyal *ECG*. Dalam pengujian 16 macam data sinyal *ECG*, rata-rata time R pada siklus pertama yaitu 0,3465 s dan rata-rata pada siklus kedua yaitu 1,340625 s.

Tabel 4.3 Interval Waktu R- R

Pengujian	Nama data	Interval waktu R- R (S)
1	Data1	1.025
2	Data2	0.939
3	Data3	1.012
4	Data4	0.976
6	Data6	0.967
7	Data7	0.981
8	Data8	0.912
9	Data9	1.059
10	Data10	1.06
11	Data11	1.045
12	Data12	0.98
13	Data13	1.062
14	Data14	0.951
15	Data15	1.029
16	Data16	0.978
Jumlah		15.906
Rata-rata		0.994

Dari hasil pengujian ini interval waktu gelombang R sampai R pada siklus *ECG* didapatkan dari file yang berbeda maka intervalnya juga berbeda. Pada satu file terdapat sebanyak 2000 data terdiri dari time dan amplitudo. Gelombang R didapatkan dari amplitudo yang tertinggi. Jarak normal interval R-R pada Sinyal *ECG* adalah 0.6 sampai 1 detik (Christensen, 2014). Pada pengujian ini hasil rata-rata interval waktu R-R adalah 0,994125 detik.

4.1.3. Pengujian Energi Maksimum dan *frequency* pada energi maksimum

A. Tujuan

Pada pengujian energi maksimum adalah pengujian yang dilakukan untuk mengetahui energi maksimum dan *frequency* pada energi maksimum dari satu siklus sinyal *ECG*.

B. Prosedur Pengujian

1. *Run* program (*user/manual*).
2. Arahkan kursor pada tombol energi (*user/manual*).
3. Kemudian tekan tombol energi (*user/manual*).
4. Setelah *push button* energi ditekan maka program akan menghitung energi.

C. Hasil Pengujian

Dari hasil pengujian menentukan energi maksimum pada sinyal *ECG*, didapatkan dari data yang berbeda maka energi maksimumnya juga berbeda. Untuk mendapatkan nilai energi maksimum, data dari sinyal *ECG* diolah menggunakan fungsi CWT:

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x^\psi(\tau, s) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (4.1)$$

dimana s menunjukkan skala dengan nilainya berbanding terbalik dengan frekuensi, τ adalah *time shift* yang menunjukkan pergeseran atau translasi *mother wavelet* dan $\psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right)$ menunjukkan *mother wavelet*. Fungsi *mother wavelet morlet* ditunjukkan dalam Persamaan (4.2) berikut, dengan nilai $\omega_0 = 2\pi f$ dan $f = 0.849$. dimana nilai f tersebut merupakan nilai koefisien dari *morlet* (suprayitno, 2012).

$$\psi^*(t) = \pi^{-1/4} \cdot e^{-j\omega_0 t} \cdot e^{-t^2/2} \quad (4.2)$$

dimana,

$$e^{-j\omega_0 t} = \cos \omega_0 t - j \sin \omega_0 t, \text{ dan}$$

$$t = \left(\frac{t-\tau}{s}\right).$$

Persamaan 4.2 diubah menjadi bentuk real dan imajiner sebagai berikut:

$$\text{real} = \left(\frac{1}{\sqrt{2+\pi i}}\right) \cdot \cos \left(2 \times \pi \times f_0 * \left(\frac{T-tou}{s}\right)\right) \cdot e^{-\left(\frac{T-tou}{s}\right)^2} \quad (4.3)$$

$$\text{imaginer} = \left(\frac{-1}{\sqrt{2+\pi i}}\right) \cdot \sin \left(2 \times \pi \times f_0 * \left(\frac{T-tou}{s}\right)\right) \cdot e^{-\left(\frac{T-tou}{s}\right)^2}. \quad (4.4)$$

Persamaan 4.5 dan 4.6 merupakan perkalian dari data sinyal dengan *mother wavelet*,

$$y_r = x(t) * \text{real} \quad (4.5)$$

$$y_im = x(t) * \text{imaginer}. \quad (4.6)$$

Selanjutnya proses pengintegralan data sinyal *ECG* ditunjukkan dalam persamaan 4.7 dan 4.8 sebagai penjumlahan untuk tentang waktu t (rentang waktu dari sinyal),

$$\text{cwt_r} = (\text{cwt_r} + y_r) \quad (4.7)$$

$$\text{cwt_im} = (\text{cwt_im} + y_im) \quad (4.8)$$

Dari hasil cwt_r dan cwt_im dilakukan proses normalisasi dengan menggunakan persamaan 4.9 sebagai berikut:

$$\text{cwt}(\tau, s) = \sqrt{\text{cwt_r}^2 + \text{cwt_im}^2}. \quad (4.9)$$

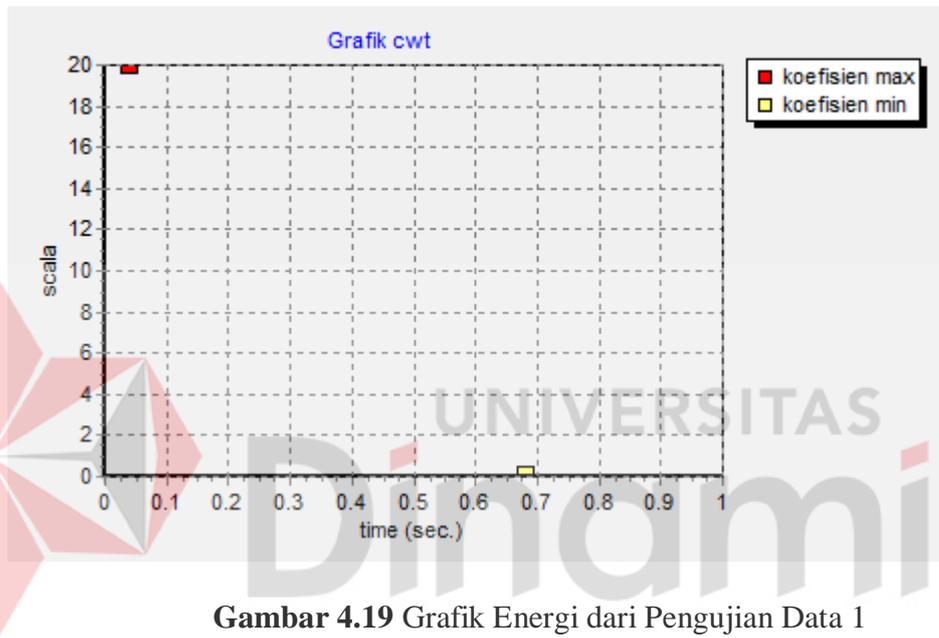
Untuk mengubah parameter skala menjadi *frequency*, dengan menggunakan persamaan 4.10 sebagai berikut:

$$f = \frac{f_c}{s \cdot \Delta} \quad (4.10)$$

dimana f_c adalah *center frequency* pada setiap skala s , nilai $f_c = 0.849$, Δ adalah *sampling periode*.

Berikut dibawah ini adalah hasil perhitungan *cwt* untuk menentukan koefisien dan energi maksimum pada *frequency* dan waktu tertentu untuk berbagai macam sinyal *ECG*.

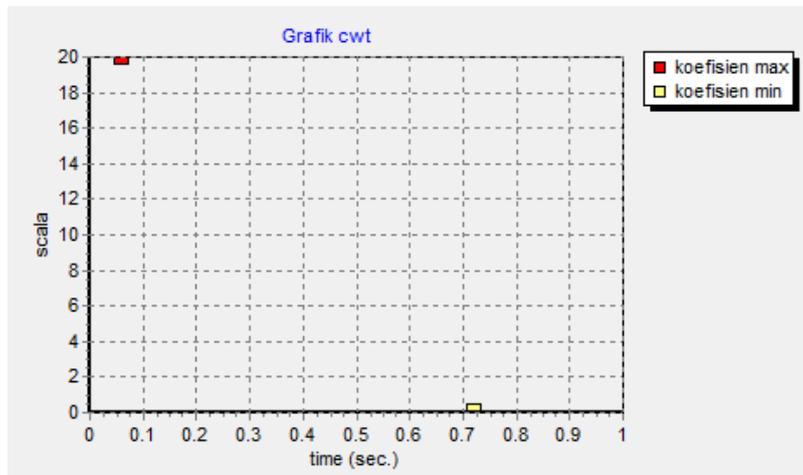
1. Pengujian data 1



Gambar 4.19 Grafik Energi dari Pengujian Data 1

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 1 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 2562,407 dan energi maksimum bernilai 6581313,076 pada *time* 0,04 detik dan pada skala 19.999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,08 detik dan pada skala 0,68.

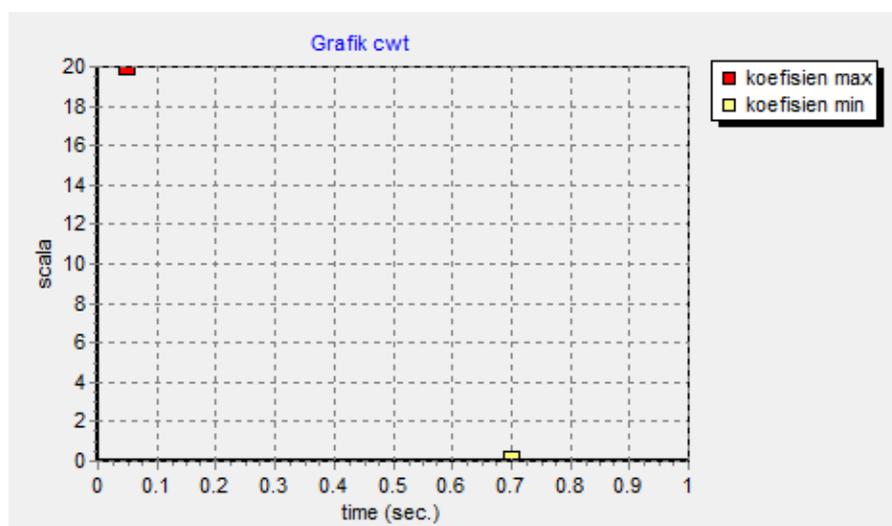
2. Pengujian data 2



Gambar 4.20 Grafik Energi dari Pengujian Data 2

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 2 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 11530,298 dan energi maksimum bernilai 132947771.969 pada *time* 0,06 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,72 detik dan pada skala 0,08.

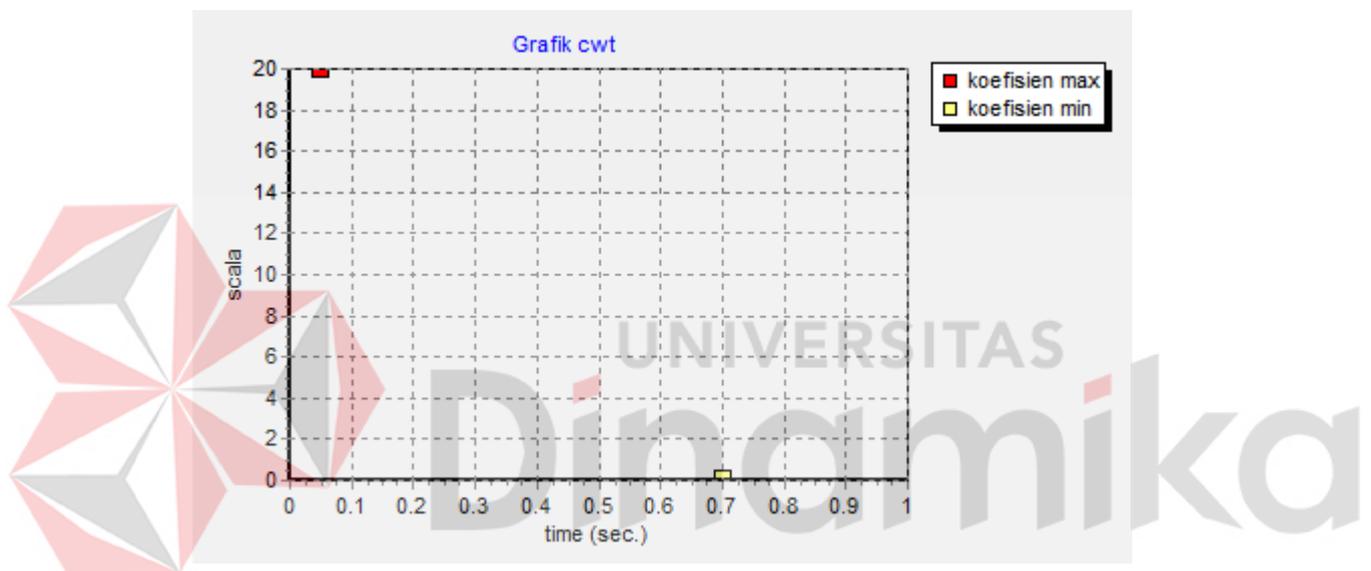
3. Pengujian data 3



Gambar 4.21 Grafik Energi dari Pengujian Data 3

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 3 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 9880,971 dan energi maksimum bernilai 97633587,903 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

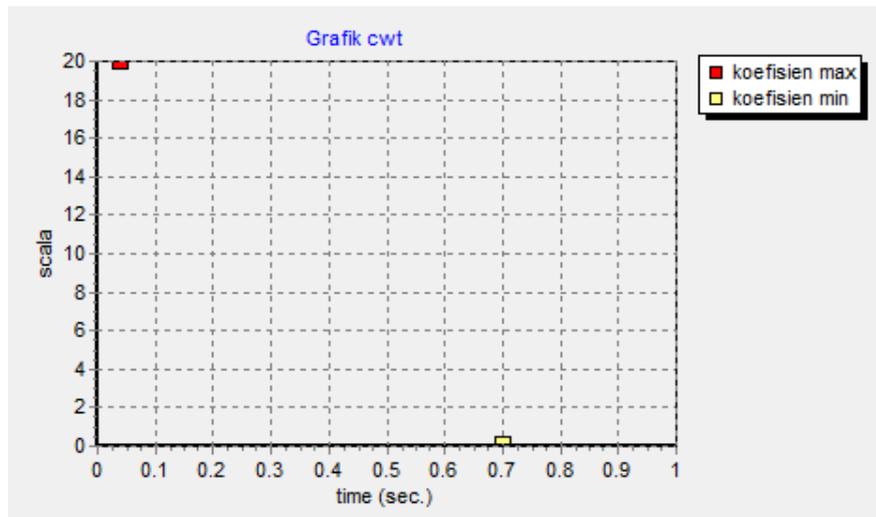
4. Pengujian data 4



Gambar 4.22 Grafik Energi dari Pengujian Data 4

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 4 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 6283,799 dan energi maksimum bernilai 39486129,872 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

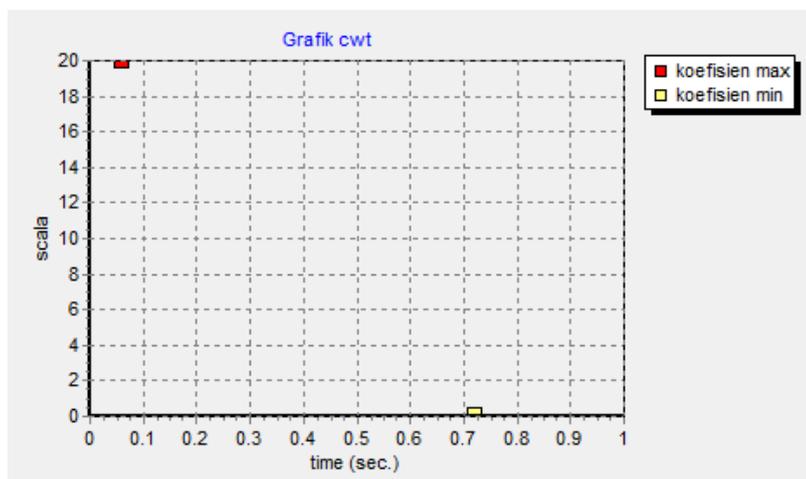
5. Pengujian data 5



Gambar 4.23 Grafik Energi dari Pengujian Data 5

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 5 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 5585,083 dan energi maksimum bernilai 31193152,117 pada *time* 0,04 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum 0 bernilai pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

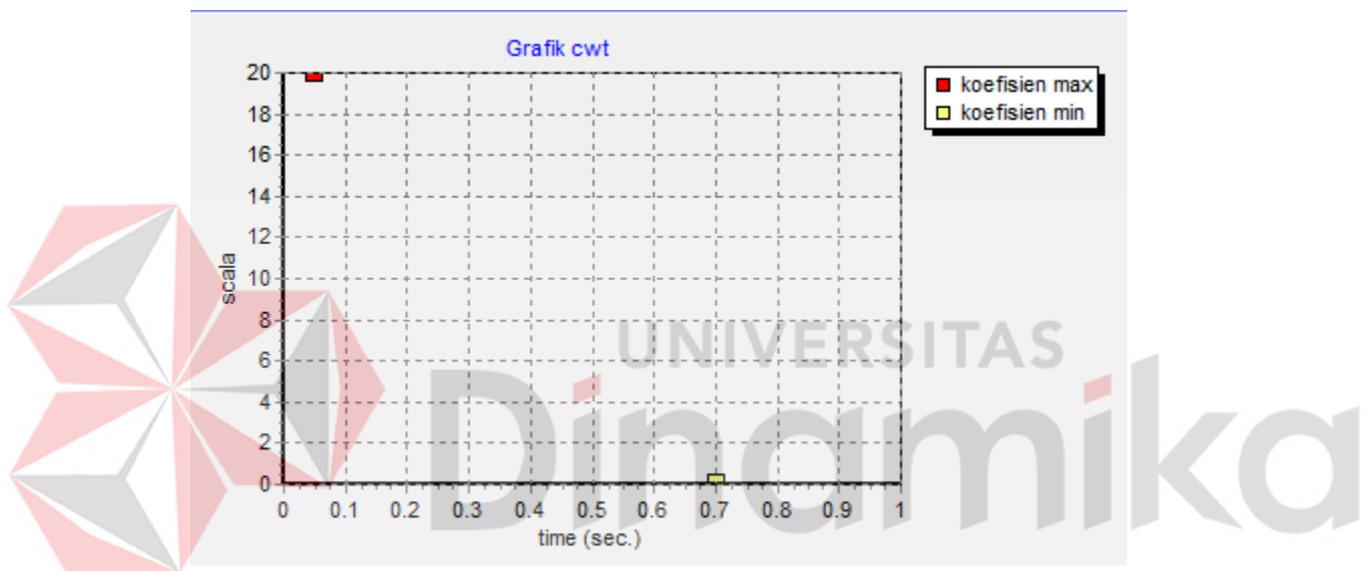
6. Pengujian data 6



Gambar 4.24 Grafik Energi dari Pengujian Data 6

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 6 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 12817,068 dan energi maksimum bernilai 164277232,117 pada *time* 0,06 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,72 detik dan pada skala 0,08.

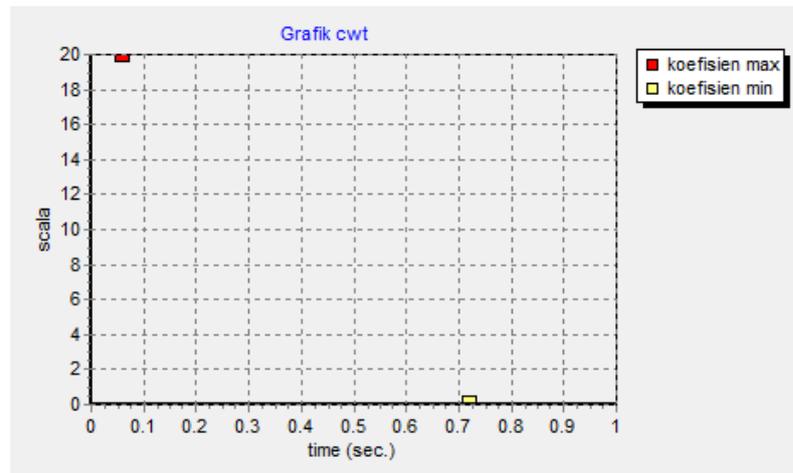
7. Pengujian data 7



Gambar 4.25 Grafik Energi dari Pengujian Data 7

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 7 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 6585,841 dan energi maksimum bernilai 43373301,677 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

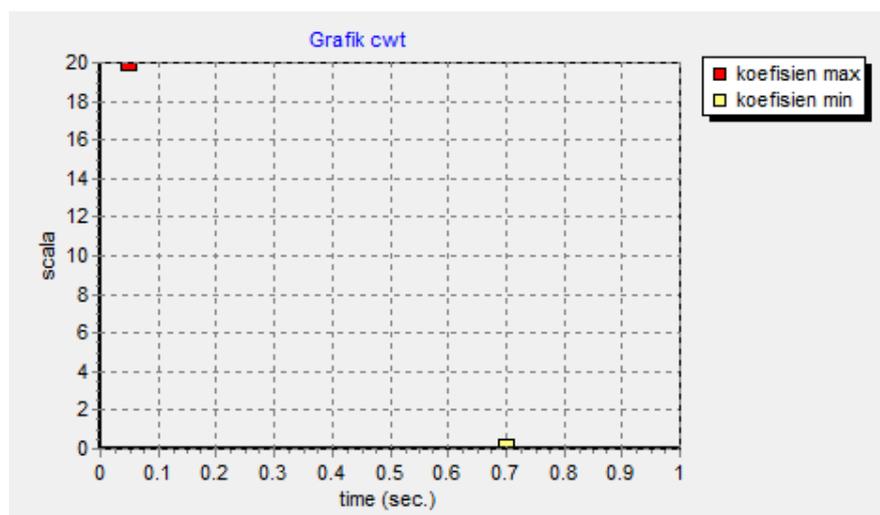
8. Pengujian data 8



Gambar 4.26 Grafik Energi dari Pengujian Data 8

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 8 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 10194,714 dan energi maksimum bernilai 103932193,542 pada *time* 0,06 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,72 detik dan pada skala 0,08.

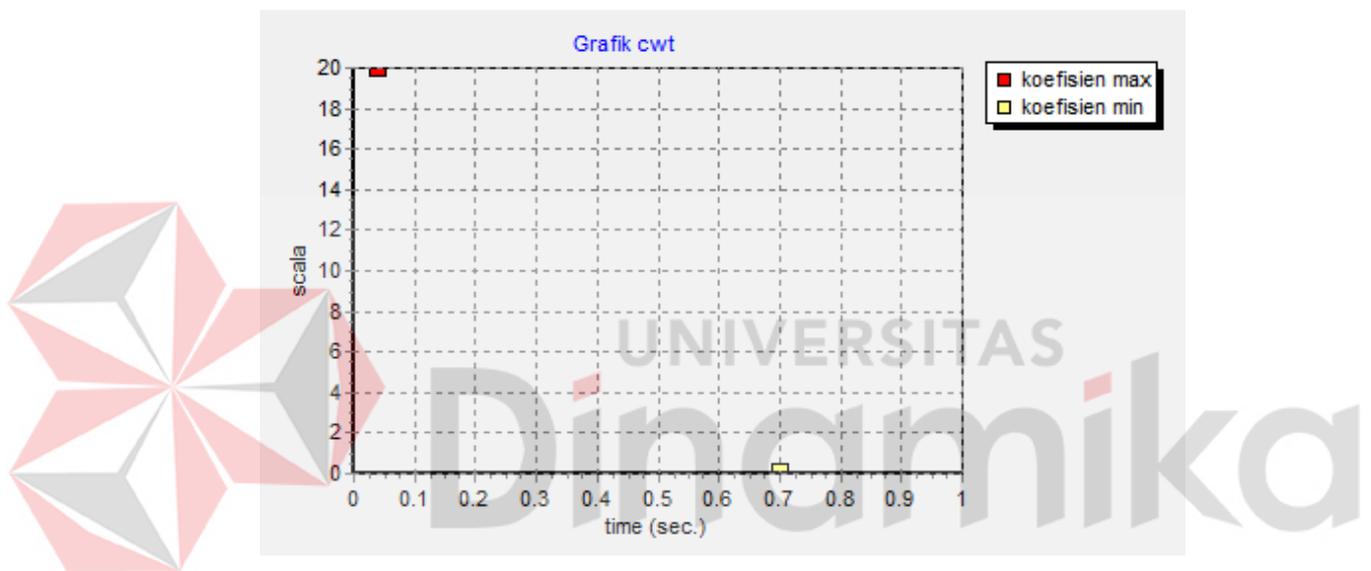
9. Pengujian data 9



Gambar 4.27 Grafik Energi dari Pengujian Data 9

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 9 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koofisien terbesar yang bernilai 5693,626 dan energi maksimum bernilai 32417377,078 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koofisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

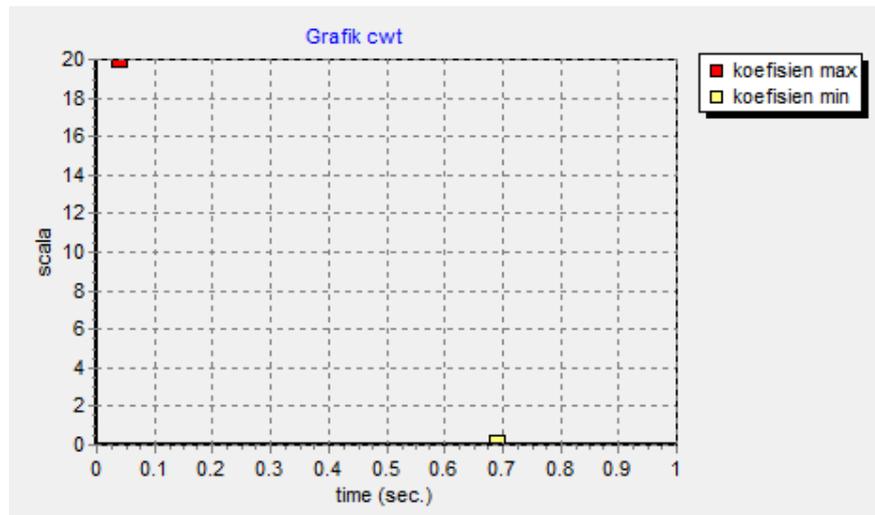
10. Pengujian data 10



Gambar 4.28 Grafik Energi dari Pengujian Data 10

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 10 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koofisien terbesar yang bernilai 5169,826 dan energi maksimum yang bernilai 26727100,87 pada *time* 0,04 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koofisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0,00000484 pada *time* 0,82 detik dan pada skala 0,08.

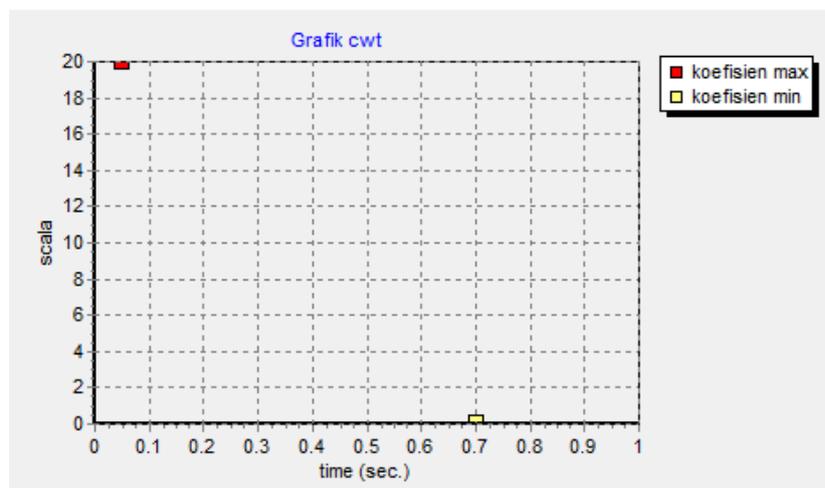
11. Pengujian data 11



Gambar 4.29 Grafik Energi dari Pengujian Data 11

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 11 menggunakan *cwt*. Kotak merah merupakan nilai koefisien terbesar yang bernilai 2679,914 dan energi maksimum bernilai 7181939 pada *time* 0,04 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,69 detik dan pada skala 0,08.

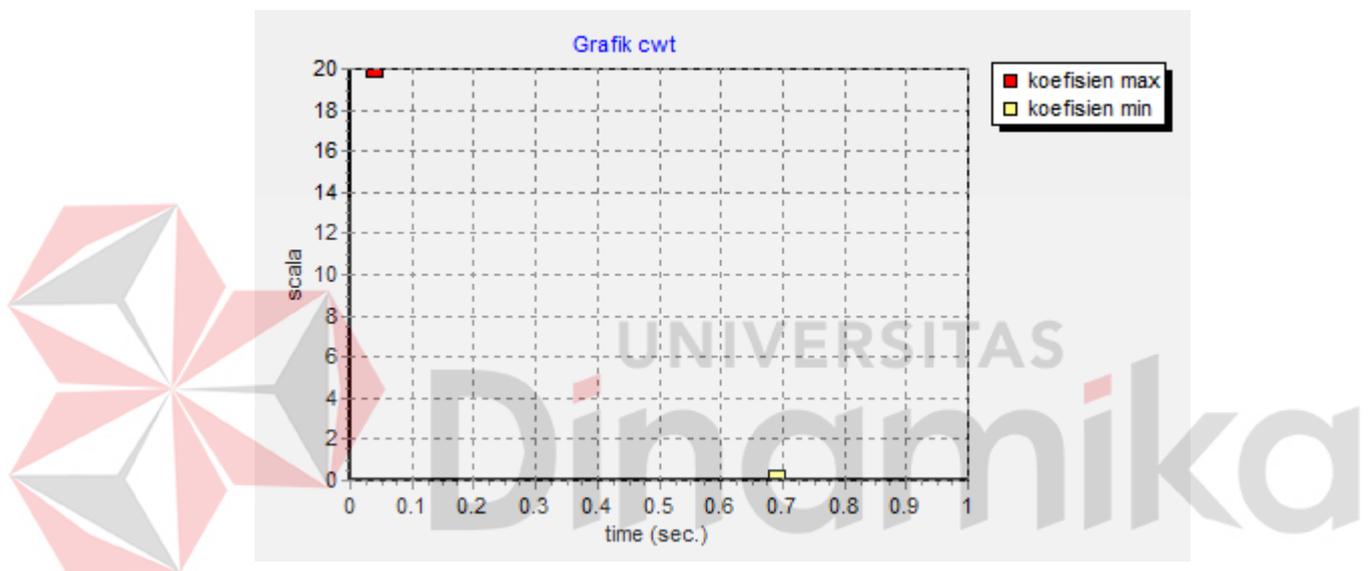
12. Pengujian data 12



Gambar 4.30 Grafik Energi dari Pengujian Data 12

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 12 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koofisien terbesar yang bernilai 10099,831 dan energi maksimum bernilai 102006586.228 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koofisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

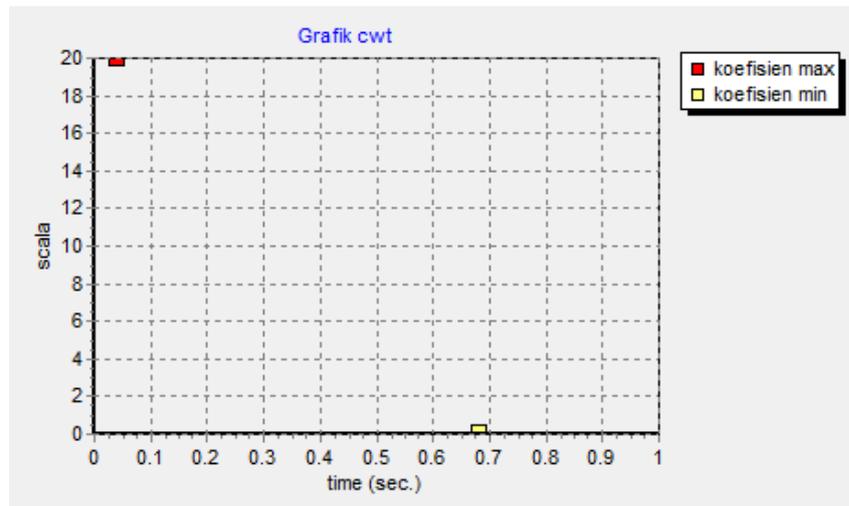
13. Pengujian data 13



Gambar 4.31 Grafik Energi dari Pengujian Data 13

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 13 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koofisien terbesar yang bernilai 3030,817 dan energi maksimum yang bernilai 918581,687 pada *time* 0,04 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koofisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,69 detik dan pada skala 0,08.

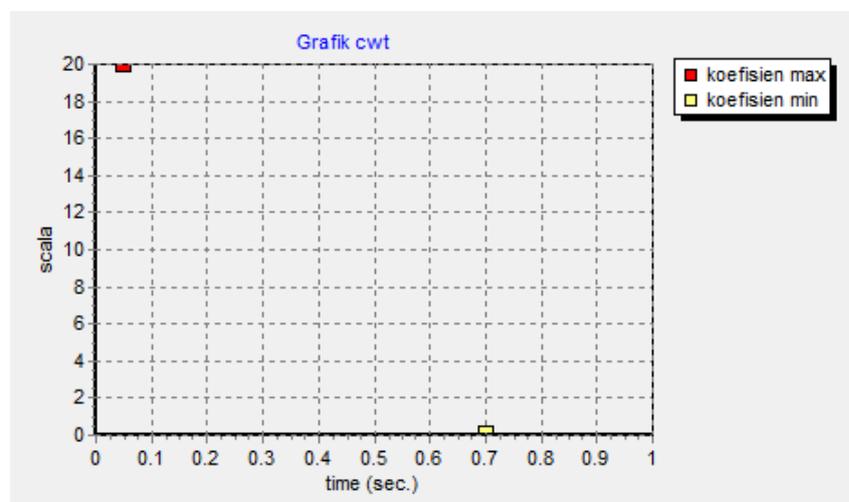
14. Pengujian data 14



Gambar 4.32 Grafik Energi dari Pengujian Data 14

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 14 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koefisien terbesar yang bernilai 2242,143 dan energi maksimum yang bernilai 50272205,232 pada *time* 0,04 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koefisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,68 detik dan pada skala 0,08.

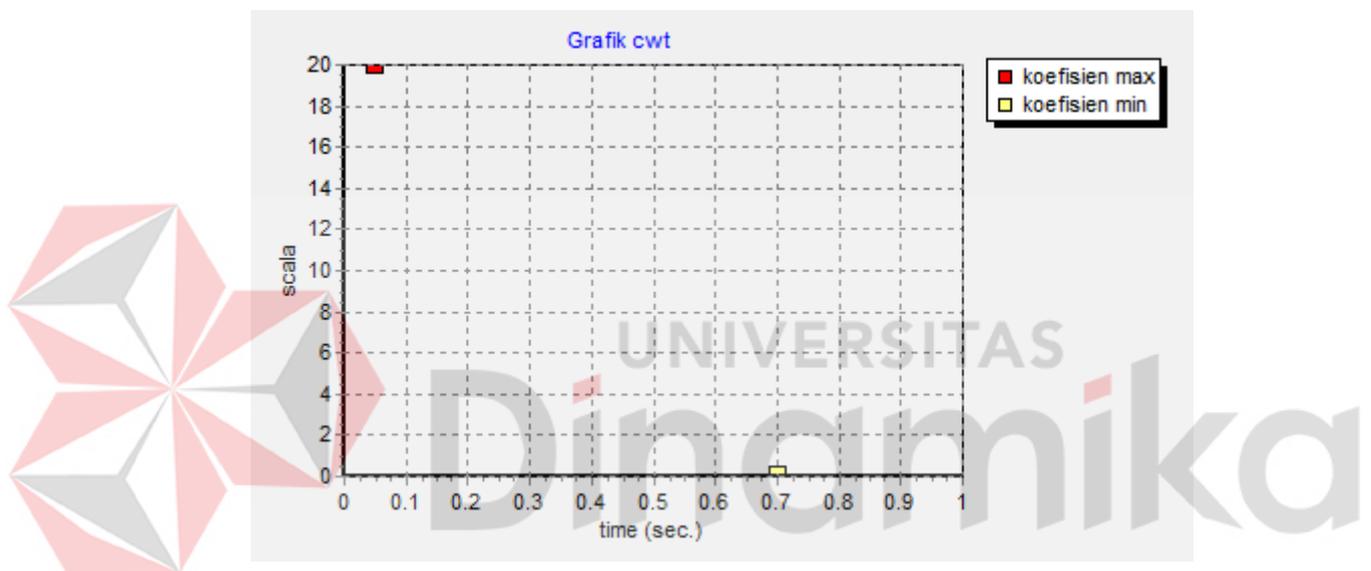
15. Pengujian data 15



Gambar 4.33 Grafik Energi dari Pengujian Data 15

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 15 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koofisien terbesar yang bernilai 7284,947 dan energi maksimum bernilai 53070452 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koofisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

16. Pengujian data 16



Gambar 4.34 Grafik Energi dari Pengujian Data 16

Dari gambar diatas merupakan hasil dari perhitungan data 16 menggunakan *cwt*. Kotak merah adalah koofisien terbesar yang bernilai 6414,551 dan energi maksimum yang bernilai 41146464,532 pada *time* 0,05 detik dan pada skala 19,999. Kotak kuning adalah nilai koofisien terkecil bernilai 0 dan energi minimum bernilai 0 pada *time* 0,7 detik dan pada skala 0,08.

Dari pengujian sebanyak 16 dataa *ECG* diatas dapat diuraikan pada tabel 4.4 dan 4.5 dibawah ini:

Tabel 4.4 Hasil Pengujian Koefisien Maksimum

Sample	koefisien maksimum	energi maksimum	skala	Frekuensi (Hz)	Time ke (sec.)
Data 1	2562.407	6581313.076	19,999	42.452	0,04
Data 2	11530.29	132947771.969	19,999	42.452	0,06
Data 3	9880.971	97633587.903	19,999	42.452	0,05
Data 4	6283.799	39486129.872	19,999	42.452	0.05
Data 5	5585.083	31193152.117	19,999	42.452	0.04
Data 6	12817.068	164277232.117	19,999	42.452	0.06
Data 7	6585.841	43373301.677	19,999	42.452	0.05
Data 8	10194.714	103932193.542	19,999	42.452	0.06
Data 9	5693.626	32417377.078	19,999	42.452	0.05
Data 10	5169.826	26727100.87	19,999	42.452	0.04
Data 11	2679.914	7181939	19,999	42.452	0.04
Data 12	10099.831	102006586.228	19,999	42.452	0.05
Data 13	3030.817	918581.687	19,999	42.452	0.04
Data 14	2242.143	50272205.232	19,999	42.452	0.04
Data 15	7284.947	53070452	19,999	42.452	0.05
Data 16	6414.551	41146464.532	19,999	42.452	0.05
jumlah	108055.83	933165388.9	319,984	679.232	0.62
rata-rata	6753.489	58322836.81	19,999	42.452	0.038

Pada tabel diatas didapatkan nilai koefisien maksimum rata-rata 6753,489 dan energi maksimum rata-rata 58322836,81 pada waktu rata-rata 0,038 detik dan skala rata-rata 19,999 dengan frekuensi rata-rata 42,452 Hz. Nilai koefisien maksimum didapatkan dari hasil terbesar perhitungan sinyal ECG dengan menggunakan CWT.

Tabel 4.5 Hasil Pengujian Koefisien Minimum

Sample	koefisien minimum	energi minimum	skala	Frekuensi (Hz)	Time ke (sec.)
Data 1	0	0	0.68	1248,52	0.08
Data 2	0	0	0.72	1179.16	0.08
Data 3	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 4	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 5	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 6	0	0	0.72	1179.16	0.08
Data 7	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 8	0	0	0.72	1179.16	0.08
Data 9	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 10	0	0	0.82	1035.36	0.08
Data 11	0	0	0.69	1230.43	0.08
Data 12	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 13	0	0	0.69	1230.43	0.08
Data 14	0	0	0.68	1248,52	0.08
Data 15	0	0	0.7	1212.85	0.08
Data 16	0	0	0.7	1212.85	0.08
jumlah	0	0	11.32	16736.5	1.28
rata-rata	0	0	0.7	1046.0313	0.08

Pada tabel diatas didapatkan nilai koefisien minimum rata-rata 0 dan energi maksimum 0 pada waktu rata-rata 0.08 detik dan skala rata-rata 0,7 dengan frekuensi rata-rata 1046,0313 Hz. Nilai koefisien minimum didapatkan dari hasil terkecil perhitungan sinyal ECG dengan menggunakan CWT.



UNIVERSITAS
Dinamika

BAB V

PENUTUP

Berdasarkan hasil pengujian pada perangkat lunak yang dipergunakan dalam perancangan analisis *time-frequency* sinyal *electrocardiogram* dengan menggunakan *continuous wavelet transform* ini, maka dapat diambil beberapa kesimpulan dan saran sebagai berikut.

5.1. Kesimpulan

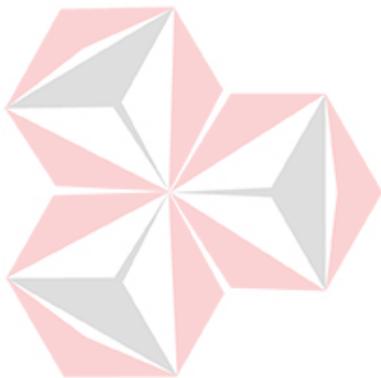
Adapun kesimpulan yang dapat dituliskan setelah melakukan analisa dari hasil sistem yang telah dibuat antara lain sebagai berikut :

1. Pengujian dari interval waktu R-R sinyal ECG telah sesuai yaitu dengan interval rata-rata 0.994125 second. Jarak normal untuk interval R-R pada sinyal ECG adalah 0.6 sampai 1 detik (Christensen, 2014).
2. Pengujian hasil perhitungan *cwt* untuk menentukan koefisien dan energi maksimum pada frekuensi dan waktu tertentu menghasilkan nilai koefisien maksimum rata-rata 6753,489 dan energi maksimum 58322836,81 pada waktu rata-rata 0,038 detik dan skala rata-rata 19,999 dengan frekuensi rata-rata 42,452 Hz.

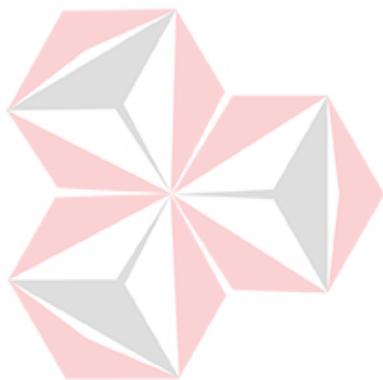
5.2 Saran

Saran yang dapat diberikan untuk mengembangkan sistem ini sebagai berikut:

1. Hasil *continuous wavelet transform* dapat divisualisasikan menggunakan kontur dengan menggunakan aplikasi visual basic.
2. Energi maksimum pada waktu dan frekuensi tertentu, dan interval waktu R-R dapat dijadikan sebagai parameter untuk menganalisis menggunakan Artificial intelligence (AI) yang dapat mengetahui ketidaknormalan jantung.
3. Nilai skala pada *continuous wavelet transform* pada dapat dibuat secara adaptif, dimana skala tersebut dapat terlihat ketika hasil perhitungan *CWT* divisualisasikan menggunakan kontur.
4. Data menggunakan sampel data jantung tidak normal.



UNIVERSITAS
Dinamika



UNIVERSITAS
Dinamika

DAFTAR PUSTAKA

Christensen, Buck. 2014. *Normal Electrocardiography (ECG) Intervals*. <http://emedicine.medscape.com>. Diakses pada tanggal 16 Februari 2016.

Kumar, Dr. P. 2015. *Analysis of Various DWT Methods for Feature Extracted PCG Signal*. International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT), Vol. 4, Issues 04, April-2015. Andhara University College of Engineering. Vishakhapatnam. India.

Malcolm S, T. 2009. *Satu- satunya buku EKG yang anda perlukan*. Jakarta: EGC.

S.M Debbal, F.Bereksi Reguig, "Computeried Heart Sound Analysis", Computers in biology and Medicine, vol.38, pp.263-280, 2008.

S.M Debbal, F.Bereksi Reguig, "Wavelet Transform Analysis of The Normal Cardiac Sound," Biomedical Soft Computing and Human Sciences, vol.12, No.1, pp.53-58, 2007.

Setiaji, D., 2011, *Rekayasa Stetoskop Elektronik Dengan Kemampuan Analisis Bunyi Jantung*, Seminar Nasional Teknologi Informasi & Komunikasi Terapan. ISBN 979-26-0255-0, Prodi Teknik Elektro, UKSW, Salatiga.

Setiawan, E., 2011, *Analisa Dan Pengenalan Suara Jantung Menggunakan Wavelet Dan Jst Dalam Mengklasifikasikan Jenis Kelainan Katup Jantung Pada Manusia*, Seminar Pasca Sarjana XI, Institut Teknologi Sepuluh November, Surabaya.

Sundana, K. 2008. *Interprestasi EKG*. Jakarta: EGC.

Supardi, Yuniar. 2011. *Semua Bisa Menjadi Programmer VB6 Hingga VB 2008 BASIC*. Jakarta: Gramedia.

Suprayitno, Eko Agus. 2012. *Analisa Sinyal Electrocardiography dan Phonocardiography Secara Simultan Menggunakan Continuous Wavelet Transform*.

Tim Divisi Penelitian dan Pengembangan MADCOMS. (2008). *Microsoft Visual Basic 6.0 untuk pemula*. Madiun: ANDI.